

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна аускультативна система для діагностики стану органів
дихання людини

Виконав: студент 4 курсу, групи РБ-41
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Ілюшенко І.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент Дедів І.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 23 » січня 2025 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Ілюшенку Івану Олександровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна аускультативна система для діагностики стану органів дихання людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 23 » січня 2025 року № 4/7-43 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 25.06.2025 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні можливості комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини: завантаження даних; кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна та статистична обробка; візуалізації даних обробки; сигнали дихання.

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1) Задачі кваліфікаційної роботи

2) Існуючі комп'ютерні аускультативні системи для діагностики стану органів дихання людини

3) Технічне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини

4) Математичне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини (математична модель)

5) Математичне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини (методи обробки)

6) Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи

7) Проектування та тестування ПЗ комп'ютерної аускультативної системи; 8) Висновки

6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання 23.01.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Ілюшенко І.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна аускультативна система для діагностики стану органів дихання людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Ілюшенко Іван Олександрович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2025 // с. – 72, рис. – 33, табл. – 3, бібліогр. – 18, додат. – 6.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА АУСКУЛЬТАТИВНА СИСТЕМА, ДІАГНОСТИКА СТАНУ ОРГАНІВ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МЕТОДИ ОБРОБКИ, ГРАФІЧНИЙ ІНТЕРФЕЙС GUI, MATLAB, GUIDE.

У кваліфікаційній роботі розглянуто процес розробки комп'ютерної аускультативної системи, призначеної для обробки та діагностики стану органів дихання людини на основі сигналів дихання. Система поєднує апаратну частину для реєстрації акустичних сигналів дихання із програмним забезпеченням, реалізованим у середовищі MATLAB.

Розроблено математичну модель дихального сигналу, що враховує його фізіологічні особливості та дозволяє моделювати як нормальні, так і патологічні стани. Реалізовано алгоритми комп'ютерної обробки сигналів: спектральний, кореляційний, статистичний аналіз, а також комбінований спектрально-кореляційний підхід.

Створене програмне забезпечення з інтерфейсом GUI у середовищі MATLAB при використанні утиліти GUIDE забезпечує зручну візуалізацію результатів, дозволяє аналізувати структуру сигналів дихання і виявляти характерні ознаки порушень дихання. Запропонована система має потенціал застосування в медичній практиці, телемедицині та навчальних цілях.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: «Computer Auscultation System for Diagnosing the Condition of the Human Respiratory System» Bachelor's qualification work // Iliushenko Ivan // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2025 // p. – 72, fig. – 33, tab. – 3, bibliography – 18, append. – 6.

Key words: COMPUTER AUSCULTATIVE SYSTEM, DIAGNOSTICS OF THE CONDITION OF THE HUMAN RESPIRATORY ORGANS, MATHEMATICAL MODEL, ALGORITHMIC SUPPORT, PROCESSING METHODS, GUI GRAPHICAL INTERFACE, MATLAB, GUIDE.

The qualification work considers the process of developing a computer auscultatory system designed for processing and diagnosing the state of the human respiratory system based on respiratory signals. The system combines the hardware for recording acoustic respiratory signals with software implemented in the MATLAB environment.

A mathematical model of the respiratory signal has been developed that takes into account its physiological features and allows modeling both normal and pathological states. Computer signal processing algorithms have been implemented: spectral, correlation, statistical analysis, and a combined spectral-correlation approach.

The created software with a GUI interface in the MATLAB environment when using the GUIDE utility provides convenient visualization of results, allows analyzing the structure of respiratory signals and identifying characteristic signs of respiratory disorders. The proposed system has the potential for application in medical practice, telemedicine, and educational purposes.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	9
1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання.....	9
1.1.1 Сигнал дихання як індикатор стану органів дихання	9
1.1.2 Огляд існуючих комп'ютерних аускультативних систем для діагностики стану органів дихання людини.....	12
1.2 Актуальність виконання роботи.....	18
1.3 Методи/способи/шляхи вирішення поставленої задачі.....	20
1.3.1 Необхідність створення технічного забезпечення.....	20
1.3.2 Необхідність створення математичної моделі.....	21
1.3.3 Необхідність створення методу обробки сигналу.....	21
1.3.4 Необхідність створення алгоритмічного забезпечення.....	22
1.3.5 Необхідність створення програмного забезпечення в MATLAB.....	22
1.4 Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	25
2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної аускультативної система для діагностики стану органів дихання людини.....	25
2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної аускультативної система для діагностики стану органів дихання людини.....	30
2.2.1 Математична модель сигналів дихання.....	30
2.2.2 Методи обробки сигналів дихання.....	33
2.2 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи.....	36
2.3 Проектування програмного забезпечення комп'ютерної аускультативної системи в середовищі Matlab.....	38

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ		
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата			
Розроб.		Ілюшенко І.О.			Комп'ютерна аускультативна система для діагностики стану органів дихання людини Пояснювальна записка	Лім.	Арк.
Перевір.		Хвостівський М.					6
Консультант						ТНТУ, ФПТ, каф. БТ	
Н. Контр.		Хвостівський М.				гр. РБ-41	
Затверд.		Яворська Є.Б.					

2.4	Тестування програмного забезпечення комп'ютерної аускультативної система для діагностики стану органів дихання людини.....	46
2.5	Висновки до розділу 2.....	54
	РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	55
3.1	Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання.....	55
3.2	Методика проведення медико-біологічного дослідження.....	58
3.3	Висновки до розділу 3.....	60
	РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	62
4.1	Безпека життєдіяльності.....	62
4.2	Основи охорони праці.....	65
4.3	Висновки до розділу 4.....	68
	ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	69
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	70
	ДОДАТКИ	
	ДОДАТОК А. Лістинг ПЗ моделювання сигналів дихання	
	ДОДАТОК Б. Лістинг ПЗ функції кореляційної обробки	
	ДОДАТОК В. Лістинг ПЗ функції спектральної обробки	
	ДОДАТОК Г. Лістинг ПЗ функції спектрально-кореляційної обробки	
	ДОДАТОК Д. Лістинг ПЗ функції статистичної обробки	
	ДОДАТОК Е. Лістинг ПЗ комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини з графічним інтерфейсом користувача	

ВСТУП

Забезпечення своєчасної та точної діагностики захворювань органів дихання людини є однією з ключових задач сучасної медицини. Захворювання органів дихання, особливо ускладнені форми бронхітів, астми, пневмоній та хронічних обструктивних хвороб легень, є серед найбільш поширених причин тимчасової втрати працездатності та смертності населення. У зв'язку з цим актуальним є удосконалення діагностичних засобів, що дозволяють підвищити точність, об'єктивність і швидкість оцінки стану дихальної системи пацієнта.

Одним із традиційних і водночас важливих методів первинної діагностики є аускультация – вислуховування звуків, що виникають у процесі дихання. Проте звичайна аускультация за допомогою механічного стетоскопа суттєво залежить від досвіду та суб'єктивного сприйняття лікаря. Це зумовлює необхідність автоматизації процесу обробки сигналів дихання із використанням комп'ютерних технологій.

Розвиток сучасних електронних сенсорів, мікропроцесорної техніки та методів комп'ютерної обробки сигналів дихання відкриває нові можливості для створення комп'ютеризованих аускультативних систем. Такі системи здатні не лише реєструвати сигнали дихання, але й проводити спектральну, статистичну, кореляційну та інші види обробок в режимі реальності, що дозволяє отримувати об'єктивну діагностичну інформацію.

Метою даної кваліфікаційної роботи є розробка комп'ютерної аускультативної системи, яка дозволяє автоматизовано реєструвати, обробляти та аналізувати сигнали дихання для діагностики стану органів дихання людини. Така система повинна поєднувати апаратну частину для зчитування сигналів дихання та програмне забезпечення для їх інтерпретації.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

1.1.1 Сигнал дихання як індикатор стану органів дихання

У медичній практиці одним із найдавніших та водночас незамінних методів обстеження дихальної системи (рис.1.1) є аускультация – прослуховування сигналів дихання (дихальних шумів).

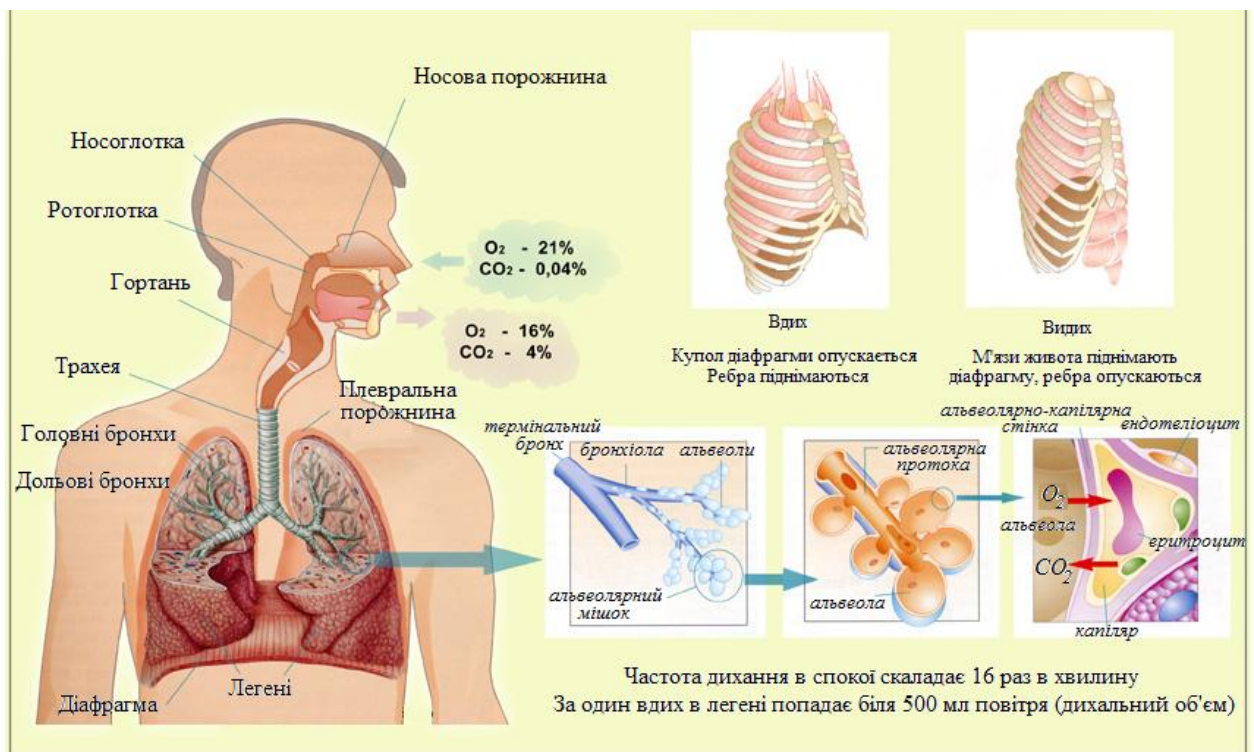


Рисунок 1.1 – Дихальна система

У сучасному розумінні сигнали дихальні (дихальні шуми) — це коливання повітряного потоку, які виникають при проходженні повітря крізь різні відділи дихальних шляхів і трансформуються залежно від фізіологічного чи патологічного стану органів дихання (рис.1.1).

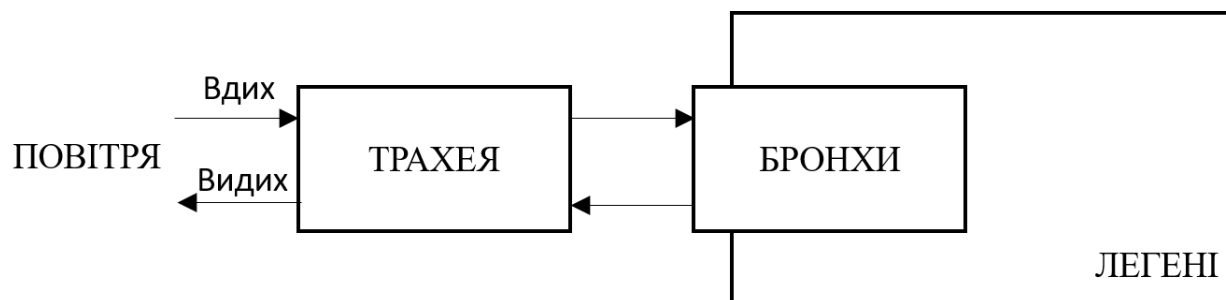


Рисунок 1.2 – Механізм формування сигналу дихального

Визначення характеристик цих сигналів має велике діагностичне значення, оскільки дозволяє виявити обструкцію бронхів, наявність секрету, зміну еластичності тканин легень, набряки, запальні процеси або фіброзні зміни

У нормі при прослуховуванні дихання в різних ділянках грудної клітки можна почути чіткі, симетричні звуки: трахеальне дихання над трахеєю, бронхіальне — над великими бронхами, везикулярне — над периферичними відділами легень. Вони мають певні характеристики частоти, тривалості та амплітуди (рис.1.3).



Рисунок 1.3 – Вигляд сигналу дихання

Поява так званих «адвентитіозних» шумів, тобто патологічних сигналів дихання, є сигналом наявності змін у тканинах або просвіті дихальних шляхів.

До патологічних сигналів відносять насамперед хрипи, крекlesi, ронхі, плеуральне тертя та інші. Наприклад, хрипи (wheezes) — це високочастотні музикальні звуки, які найчастіше пов’язують із бронхіальною обструкцією при

бронхіальній астмі або хронічному обструктивному бронхіті. Вони виникають через вібрацію стінок звужених бронхів. Креклеси (crackles) — короткі, переривчасті звуки, які утворюються при відкритті колабованих альвеол або накопиченні рідини, характерні для пневмонії, фіброзу легень або набряку. Ронхі (rhonchi) — низькочастотні звуки, що нагадують бурчання або гуркіт, зумовлені в'язким секретом у великих бронхах. Усі ці акустичні явища несуть важливу патофізіологічну інформацію про стан дихальних шляхів, і їх правильне тлумачення має суттєве значення для постановки діагнозу.

Традиційно метод аускультатії є суб'єктивним: результат залежить від досвіду та слуху лікаря, що створює значну варіабельність. Крім того, інтерпретація звуків не завжди є однозначною. У зв'язку з цим останніми десятиліттями активно розвивається напрям об'єктивного аналізу сигналу дихання — цифрова аускультатія. Вона передбачає використання електронних стетоскопів, цифрових мікрофонів і алгоритмів машинного навчання для реєстрації, обробки, класифікації та зберігання сигналів дихання.

Сучасні цифрові стетоскопи забезпечують підсилення звуку, фільтрацію шуму середовища та передачу записів на комп'ютер або смартфон. Це дає змогу виконувати різноманітний аналіз сигналів, виявляти часові та частотні характеристики, розпізнавати типи шумів за допомогою класифікаторів. У поєднанні з базами клінічно верифікованих шумів це дозволяє досягати високої чутливості й специфічності при розпізнаванні таких патологій, як бронхіальна астма, пневмонія, ХОЗЛ або інтерстиціальні захворювання легень.

Окрім діагностичних функцій, аналіз сигналів дихання відіграє важливу роль у прогнозуванні перебігу захворювання, оцінці ефективності терапії, а також у ранньому виявленні загострень. У педіатрії, наприклад, сигнали дихання є чутливим маркером бронхіоліту або бактеріальної пневмонії, а в геріатрії дозволяють виявити застій у легенях ще до появи рентгенологічних змін.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

З появою стандартів аналізу та класифікації сигналів (шумів) (CORSA, ICBHI) стало можливим порівнювати результати різних досліджень та інтегрувати акустичні показники в клінічні протоколи. Наприклад, у 2017 році було опубліковано міжнародний корпус сигналів дихання ICBHI (International Conference on Biomedical and Health Informatics), що містить понад 900 записів із діагнозами, що стало основою для тренування моделей.

Однак, незважаючи на очевидні переваги, цифрова аускультация стикається з низкою викликів: артефакти запису, шум навколишнього середовища, складність локалізації джерела шуму, варіабельність у пацієнтів різного віку. Тому особливу увагу приділяють стандартизації методів запису, використанню фільтрів попередньої обробки, а також навчанню медичного персоналу роботі з новими технологіями.

Таким чином, сигнали дихання є надійним та доступним індикатором стану органів дихання. Їхній аналіз – як традиційний, так – дозволяє ефективно діагностувати, моніторити та прогнозувати перебіг респіраторних захворювань. Упровадження цифрових технологій у сферу аускультативних систем відкриває нові горизонти в телемедицині, медичних IoT-системах та персоналізованій медицині загалом.

1.1.2 Огляд існуючих комп'ютерних аускультативних систем для діагностики стану органів дихання людини

На ринку медичних пристроїв наявний широкий спектр аускультативних систем, таких виробників як Strados Labs (США), StethoMe (Польща), 3М (США), Thinklabs (США) та інші.

Виробник Strados Labs (США) випускає систему Strados Labs RESP® Biosensor [13], яку зображено на рис.1.1.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.1 – Вигляд Strados Labs RESP® Biosensor [13]

Технічні характеристики: носимий сенсор, безперервний запис сигналів дихання, сертифікація FDA, CE.

Програмне забезпечення (рис.1.2): RESP® Cloud – безпечне зберігання, фільтрація шумів, дешифрування даних, автоматичне генерування звітів для клінічного використання .



Рисунок 1.2 – Вигляд ПЗ системи

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

Можливості: моніторинг у домашніх умовах і лікарнях, детектування кашлю та хрипів.

Виробник StethoMe (Польща) випускає систему StethoMe® [14], яку зображено на рис.1.3.



Рисунок 1.3 – Вигляд StethoMe® [14]

Технічні характеристики: домашній цифровий стетоскоп.

Програмне забезпечення (рис.1.4): мобільний додаток з AI-аналізом — негайне виявлення патологічних шумів в легенях



Рисунок 1.4 – Вигляд ПЗ системи

Можливості: самостійне використання, телемедичний моніторинг.

Виробник 3М (США) випускає систему 3М Littmann 3200 [15], яку зображено на рис.1.5.



Рисунок 1.5 – Вигляд 3М Littmann 3200 [15]

Технічні характеристики: цифровий стетоскоп, 24-кратне підсилення сигналу, шумозаглушення.

Програмне забезпечення: мобільний додаток для запису та збереження звуків; є дослідження з ML-аналізом звуків легень

Можливості: Клінічне використання, навчальні дослідження.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Виробник Thinklabs (США) випускає систему Thinklabs Digital Stethoscope [16], яку зображено на рис.1.6.



Рисунок 1.6 – Вигляд Thinklabs Digital Stethoscope [16]

Технічні характеристики: безтрубний дизайн, до 100× підсилення, фільтрація шумів.

Програмне забезпечення: смартфон-додаток; використання в дослідженнях пневмонії та спектрального аналізу звуків.

Можливості: Використання для досліджень пневмонії, просунутий аудіоаналіз.

Виробник Clinicloud (Австралія) виготовляє Clinicloud Digital Stethoscope [17], яку зображено на рис.1.7.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.7 – Clinicloud Digital Stethoscope [17]

Технічні характеристики: цифровий стетоскоп без підсилення із частотним діапазоном 20–20 050 Гц.

Програмне забезпечення: застосунок; випробуваний в клініках (Мельбурн) для дитячої аудіодіагностики.

Можливості: педіатричне застосування в клініках.

Таблиця 1.1 – Порівняння більшості існуючих систем

Система	Країна / виробник	Техніка	AI / ПЗ	Особливості
RESP® Biosensor	Strados Labs, США	носимий сенсор, FDA/CE	хмара, аналіз шумів	моніторинг дихання / кашлю
StethoMe®	Польща	домашній стетоскоп	AI на смартфоні	миттєве скринування уваги
Littmann 3200	ЗМ, США	підсилення, шумозаглушення	запис, ML-дослід	вдосконалення інтернатури
Thinklabs	Thinklabs, США	підсилення ×100	SMART-APP	вибірковий спектр
Clinicloud	Австралія	цифровий стетоскоп	мобільне ПО	педіатричний моніторинг
DeepBreath	Швейцарія/Бразилія тощо	CNN класифікація	детект діагнозу	AUROC до 0.94
Rene	академічна розробка	multi-modal, edge	ре-тайм детекція	інтеграція EHR
CycleGuardian	академічна розробка	мобайл, 38 М параметрів	lightweight CNN	для Android

Сучасні системи істотно вдосконалили традиційну аускультацию — завдяки цифровим сенсорам, AI-алгоритмам і носимим рішенням:

Комерційні рішення (Strados, Littmann, Thinklabs, Clinicloud) вже застосовуються клінічно й мають сертифікацію.

Наукові моделі (DeepBreath, Rene, CycleGuardian) демонструють високу точність класифікації патологій, проте ще не повною мірою інтегровані в комерційні продукти.

Головні виклики: стандартизовані датасети, шумозаглушення, багатоканальність, верифікація у різних популяціях.

1.2 Актуальність виконання роботи

Актуальність виконання роботи щодо розробки аускультативної системи для діагностики стану дихальної системи за даними сигналів дихання обумовлена кількома ключовими медико-технічними, соціальними та науковими факторами.

Респіраторні захворювання досі є однією з провідних причин захворюваності та смертності у світі. За даними ВООЗ, хронічні обструктивні захворювання легень, бронхіальна астма, пневмонія, фіброз легень та інші патології дихальної системи становлять значну частку глобального тягаря хвороб. Багато з цих захворювань потребують ранньої діагностики та постійного моніторингу, що дозволяє своєчасно виявляти ускладнення та коригувати лікування. Водночас, класичні методи діагностики — рентгенографія, спірографія, лабораторні тести — не завжди є доступними, дешевими чи придатними для регулярного застосування.

У цьому контексті аускультация, як неінвазивний, простий та доступний метод первинної діагностики, зберігає своє важливе значення. Проте традиційна аускультация за допомогою акустичного стетоскопа залежить від суб'єктивного сприйняття лікаря і його досвіду, що може призводити до помилок або несвоєчасного виявлення патологій. Особливо складною є

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ситуація в умовах первинної ланки медичної допомоги або у віддалених населених пунктах, де досвідчений фахівець може бути відсутнім.

У зв'язку з цим зростає потреба у створенні об'єктивної, автоматизованої системи для аналізу сигналів дихання — так званої аускультативної системи нового покоління. Така система повинна забезпечити точну реєстрацію звуків дихання, їх фільтрацію, класифікацію за типом і локалізацією, а також автоматичну інтерпретацію результатів із використанням алгоритмів МН та ШІ.

Додатковим чинником актуальності є поширення телемедицини та потреба в дистанційному моніторингу пацієнтів. Пандемія COVID-19 гостро підкреслила значення безконтактного спостереження за станом дихальної функції пацієнтів. Саме автоматизовані аускультативні системи можуть стати основою для створення мобільних або портативних пристроїв, які дозволяють лікарю контролювати стан легень пацієнта в реальному часі незалежно від географічного розташування.

Наукова значимість дослідження на тому, що воно охоплює міждисциплінарний підхід, об'єднуючи знання з медицини, біоакустики, цифрової обробки сигналів, машинного навчання та комп'ютерної інженерії. Розробка ефективної аускультативної системи вимагає створення високоточних алгоритмів розпізнавання, аналізу спектральних та часових характеристик звукових сигналів, створення зручного для користувача інтерфейсу та дотримання вимог нормативних документів у галузі медичних технологій.

Таким чином, виконання роботи, спрямованої на розробку аускультативної системи для діагностики дихальної системи за даними сигналів дихання, є надзвичайно актуальним завданням як у контексті практичного охорони здоров'я, так і в рамках сучасної наукової та інженерної діяльності. Впровадження такої системи здатне підвищити доступність ранньої діагностики, покращити її достовірність, знизити навантаження на

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						19
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

медичних працівників та стати ефективним засобом у протидії респіраторним захворюванням у XXI столітті.

1.3 Методи/способи/шляхи вирішення поставленої задачі

Розробка системи автоматизованої діагностики стану органів дихання людини за акустичними характеристиками сигналів дихання потребує створення цілісної інженерно-програмної платформи. Така система має включати апаратні засоби збору сигналу, методи математичного моделювання, обробки сигналів, алгоритмічного аналізу та програмного забезпечення, здатного працювати з цими даними. Середовище MATLAB є доцільною платформою для реалізації більшості програмних елементів завдяки широкому спектру інструментів для обробки сигналів, аналізу даних та побудови моделей. Необхідність створення кожного з компонентів розглянуто нижче.

1.3.1 Необхідність створення технічного забезпечення

Для збору сигналів дихання із високою точністю потрібне спеціалізоване обладнання:

- сенсори (мікрофони або електронні стетофонендоскопи), які дозволяють записувати широкосмугові сигнали в частотному діапазоні дихання (100–2000 Гц);
- АЦП для переведення сигналів у цифрову форму;
- модулі попередньої фільтрації та підсилення для підвищення якості запису;
- система передачі даних до комп'ютера для подальшої обробки в MATLAB.

Причина необхідності: Без якісного технічного забезпечення неможливо забезпечити достовірний запис сигналів дихання, що є критичним для точної діагностики.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3.2 Необхідність створення математичної моделі

Для опису та інтерпретації сигналів дихання необхідно побудувати математичну модель, яка:

- відображає фізіологічні особливості дихального процесу;
- враховує типові патологічні зміни у звуковому спектрі (наприклад, хрипи, крепітація, бронхіальні шуми);
- дозволяє формалізувати звуковий сигнал як часовий ряд або як спектр сигналу.

У MATLAB математична модель може реалізовуватись у вигляді систем рівнянь, часово-частотного представлення сигналу (спектрограми, вейвлет-перетворення) або статистичних моделей.

Причина необхідності: модель дозволяє пов'язати фізіологічні особливості пацієнта з характеристиками сигналу, що критично для подальшої автоматичної інтерпретації.

1.3.3 Необхідність створення методу обробки сигналу

Сигнали дихання (дихальні шуми) — це низькоенергетичні біомедичні сигнали, схильні до впливу шумів, тому їх обробка потребує застосування ефективних методів:

- фільтрація (наприклад, фільтри Баттерворта, медіанна фільтрація) для усунення артефактів.
- сегментація дихального циклу — для виділення фаз вдиху та видиху;
- часово-частотний аналіз (STFT, вейвлети, спектрограми) — для детального аналізу характеристик сигналу;
- виділення ознак (feature extraction) — таких як енергія, середня частота, MFCC, ентропія тощо.

MATLAB надає готові інструменти для вищезгаданих методів, що дозволяє зосередитися на точності алгоритмів.

Причина необхідності: без якісної обробки сигналів неможливо виокремити інформативні ознаки для подальшої класифікації.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3.4 Необхідність створення алгоритмічного забезпечення

Для автоматизації процесу виявлення патологій потрібно розробити алгоритми класифікації сигналів дихання:

- класифікація на основі ознак (SVM, Decision Trees, k-NN, Naive Bayes);
- глибокі нейронні мережі (CNN, LSTM) — для розпізнавання типових шумових патернів;
- оцінка ймовірності наявності захворювань — на основі статистичних моделей або ансамблевих методів.

У MATLAB доступна платформа Classification Learner, а також засоби створення та тренування нейронних мереж у Deep Learning Toolbox.

Причина необхідності: алгоритмічне забезпечення забезпечує автоматизоване прийняття рішень, знижуючи залежність від суб'єктивної думки лікаря.

1.3.5 Необхідність створення програмного забезпечення в MATLAB

Для інтеграції всіх компонентів у єдину систему потрібне створення зручного програмного інтерфейсу та модулів візуалізації:

- інтерфейс користувача (GUI) для завантаження/запису сигналу, перегляду результатів аналізу;
- візуалізація спектрограм, графіків, статистичних оцінок;
- модуль збереження результатів діагностики та експорту у стандартні формати;
- забезпечення сумісності з клінічними інформаційними системами (у перспективі).

MATLAB GUIDE дозволяють створити функціональний графічний інтерфейс користувача.

Причина необхідності: ПЗ дозволяє зручно працювати з системою, забезпечує повний цикл аналізу — від сигналу до діагнозу.

Комплексна система аускультатії на основі сигналів дихання потребує реалізації всіх складових — від технічного збору сигналів до алгоритмічного

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

аналізу та зручного представлення результатів. MATLAB є оптимальним середовищем для реалізації математичних моделей, методів обробки, аналізу сигналів та побудови інтерфейсів, що забезпечує ефективну реалізацію прототипу або науково-дослідної системи.

1.4 Висновки до розділу 1

Створення аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини є актуальним напрямом у медичній діагностиці, оскільки забезпечує підвищення об'єктивності, точності та ефективності виявлення патологічних змін органів дихання на ранніх стадіях.

Для реалізації такої системи необхідне комплексне поєднання апаратних та програмних засобів, що забезпечують збір, фільтрацію, аналіз та інтерпретацію сигналів дихання у цифровому вигляді.

Технічне забезпечення має включати високочутливі сенсори та пристрої попередньої обробки сигналу, що забезпечують якісний запис аускультативних даних з урахуванням їх слабкої енергетичної природи та наявності фонових шумів.

Математична модель дихальних сигналів (дихальний шумів) дозволяє формалізувати зв'язок між характеристиками звукового сигналу та станом дихальної системи, що є основою для побудови діагностичних алгоритмів.

Методи обробки сигналів (фільтрація, спектральний аналіз, вейвлет-перетворення, виділення ознак) є критично важливими для виділення інформативних параметрів, необхідних для подальшої класифікації типів дихання та виявлення патологій.

Алгоритмічне забезпечення, зокрема методи МН та класифікації, дозволяє реалізувати інтелектуальну діагностику та автоматизоване прийняття рішень на основі аналізу параметрів сигналів дихання.

Розробка ПЗ в середовищі MATLAB дає можливість інтегрувати всі етапи обробки сигналу, аналізу та візуалізації результатів у єдиній системі,

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

забезпечуючи зручність користування, гнучкість дослідження та масштабованість для подальших клінічних застосувань.

Розроблена система може бути використана як діагностичний або допоміжний інструмент для лікарів-пульмонологів, терапевтів та інших спеціалістів, а також у телемедичних застосуваннях або для моніторингу пацієнтів у домашніх умовах.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної аускультативної система для діагностики стану органів дихання людини

Сучасні медичні технології все активніше застосовують неінвазивні методи діагностики для отримання максимально достовірної інформації про функціональний стан органів дихання людини. Зокрема, в останні роки набули поширення методи оцінки стану органів дихання людини за характеристиками акустичних коливань — так званого «звукового профілю» кровотоку. Такі методи особливо важливі для виявлення ранніх ознак атеросклерозу, тромбозів, стенозів тощо.

Завданням діагностичних систем є:

- Реєстрація тонів дихання в проекції основних магістральних судин.
- Якісне виділення низькоамплітудних коливань, спричинених турбулентними рухами крові.
- Збереження максимально достовірної інформації для подальшої комп'ютерної обробки.
- Здійснення оперативного аналізу отриманого сигналу для виявлення ознак патології.

Для реалізації зазначених завдань потрібне чітке взаємне функціонування спеціалізованого апаратного та програмного забезпечення.

Структура системи RESP® Cloud складається із таких ключових блоків, які зображено на рис.2.1.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

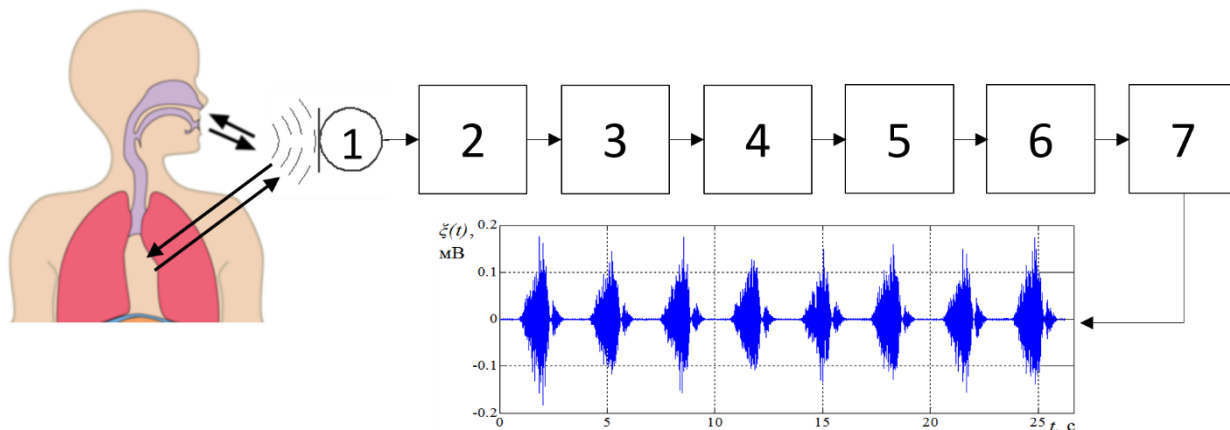


Рисунок 2.1 – Структурна схема системи RESP® Cloud

На рис.2.1 позначено:

1. Мікрофон (датчик).
2. Попередній низькошумний мікрофонний підсилювач та фільтр.
3. Аналого-цифровий перетворювач.
4. Мікропроцесор
5. UART-USB.
6. Комп'ютер для обробки даних.
7. Система виведення результатів.

Для отримання чітких діагностичних сигналів мікрофон (1) має такі параметри:

- Чутливість: 5–10 мВ/Па для забезпечення чіткої фіксації низько-амплітудних сигналів.
- Частотний діапазон: від 20 Гц до 20 кГц для можливості фіксації усіх потрібних компонентів.
- Співвідношення сигнал/шум: не менше 60 дБ для виділення корисного сигналу від зовнішньої перешкоди.
- Тип: електретний або MEMS-мікрофон для максимальної мініатюрності й чутливості.

Для отримання оптимальних результатів мікрофон (1) кріпиться в ключових ділянках аускультції (ділянка серця, ключичних артерій, біля

ротової порожнини тощо). Зазвичай використовується спеціальне кріплення для забезпечення сталого контакту й ізоляції від зовнішніх вібрацій.

Для адекватної обробки отриманого від мікрофона сигналу застосовується низькошумний мікрофонний попередній підсилювач (2) із такими характеристиками:

- Коефіцієнт підсилення: 40–60 дБ.
- Смуга відтворюваних частот: 20–20 000 Гц.
- Коефіцієнт гармонік: < 0.1%.
- Допустимий рівень вхідного шуму: < 1 мкВ.

Роль: забезпечити посилення сигналу без внесення спотворень для отримання максимально чіткого профілю для подальшої обробки.

Для перетворення отриманого від мікрофона сигналу в дискретну форму використовується АЦП (3) із такими характеристиками:

- Розрядність: 16–24 біти для забезпечення максимально широкого динамічного діапазону.
- Частота дискретизації: 44.1–96 кГц для чіткого відтворення усіх діапазонів вхідного сигналу.
- Кількість каналів: 1–2 (зазвичай використовується 1 канал для одного датчика).
- Співвідношення сигнал/шум АЦП: ≥ 95 дБ.

Мікроконтролер (4) виконує цифрову обробку: приглушення шуму, компресію, еквайзер, іноді зі стерео-каналом для шумозаглушення;

UART-USB (5) забезпечує мікроконтролеру можливість обміну даними з комп'ютером (6) через USB-порт.

Комп'ютер (6) як обчислювальний блок забезпечує:

- Збір даних в реальному часі.
- Попередню фільтрацію для видалення низько- та високочастотних перешкод.
- Збереження даних для подальшої обробки.
- Роботу алгоритмів для виявлення ознак патології.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Параметри платформи:

- Процесор: багатоядерний (2–8 ядер), від 2 ГГц.
- Оперативна пам'ять: від 4 ГБ.
- Інтерфейс для зовнішньої взаємодії: USB 3.0, Bluetooth 5.0.
- Збереження даних: SSD від 128 ГБ.

Обробка отриманого сигналу здійснюється в кілька етапів:

- Попередня фільтрація: Смуговий фільтр (20–2000 Гц) для видалення низьких (від зовнішньої вібрації) та високих (від електромереж) перешкод.
- Спектральний аналіз: Застосування перетворення Фур'є для виділення домінантних гармонік.
- Часова сегментація: Застосування короткого перетворення Фур'є для виділення особливостей у часі.
- Вейвлет-розклад: Для виділення тонких особливостей акустичних сигналів, спричинених патологіями.
- Класифікація: Застосування нейромереж для віднесення отриманого профілю до одного із діагностичних класів.

Для взаємодії з лікарями й користувачами результат діагностики виводиться через інтерфейс виведення (7) у вигляді:

- графіків результату обробки;
- текстового звіту із зазначенням виявлених відхилень;
- можливості експорту результатів у різні формати.

Таким чином, система діагностики RESP® Cloud, заснована на аналізі сигналів дихання, є складним програмно-апаратним комплексом. Якісне функціонування такої системи залежить від правильно підібраної апаратної платформи — від мікрофона до процесора для обчислень — та від застосування ефективних методів цифрової обробки.

Її застосування відкриває перспективи для неінвазивної, доступної й швидкої діагностики патологій органів дихання, забезпечує можливість раннього виявлення захворювань, а також сприяє оптимізації лікувальних стратегій.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Лістинг ПЗ зчитування даних ДШ з системи подано нижче:

```
%% -----  
% Читання даних з КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ  
% СТАНУ ОРГАНІВ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ ТА ЗБЕРЕЖЕННЯ У ФАЙЛ  
%% -----  
clc;  
clear;  
  
%% [1] Налаштування COM-з'єднання  
comPort = 'COM3'; % Змініть для вашого пристрою  
baudRate = 115200; % Задайте актуальну швидкість  
numSamples = 10000; % Кількість відліків для читання  
saveFileName = 'vessel_data';  
  
%% [2] Спроба відкриття COM-з'єднання  
try  
    device = serialport(comPort, baudRate);  
    configureTerminator(device, "LF");  
    disp('✓ З'єднання встановлено!');  
catch ME  
    warning('✗ Не вдалося відкрити COM порт: %s', ME.message);  
    return;  
end  
  
%% [3] Читання даних  
data = zeros(1, numSamples);  
for i = 1:numSamples  
    line = readline(device);  
    value = str2double(line);  
    if ~isnan(value)  
        data(i) = value;  
    else  
        data(i) = 0;  
    end  
end  
  
%% [4] Закриття COM-з'єднання  
clear device;  
  
%% [5] Збереження даних у .mat-файл  
timestamp = datestr(now, 'yyyy-mm-dd_HH-MM-SS');  
matFileName = [saveFileName '_' timestamp '.mat'];  
save(matFileName, 'data');  
  
%% [6] Збереження даних у .csv-файл  
csvFileName = [saveFileName '_' timestamp '.csv'];  
csvwrite(csvFileName, data(:));
```

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```
% [7] Інформація для користувача
disp(['✓ Дані успішно збережені у файли:']);
disp([' - ' matFileName]);
disp([' - ' csvFileName]);
```

Наведене ПЗ дає змогу експортувати дані ДІІ з системи RESP® Cloud mat або csv для подальшої їх обробки.

2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної аускультативної система для діагностики стану органів дихання людини

2.2.1 Математична модель сигналів дихання

Сигнал дихання є складним біомедичним сигналом, який має нестационарний, квазірегулярний характер, формується внаслідок турбулентного руху повітря у дихальних шляхах і залежить від анатомо-фізіологічного стану пацієнта.

Для моделювання такого сигналу враховуємо, що:

- дихання має періодичну структуру (вдих/видих);
- амплітуда та спектр сигналу змінюються у часі;
- сигнал містить випадкову складову (турбулентність, мікрошумові збурення);
- можливе виникнення патологічних компонентів (хрипи, крепітація) у певні моменти часу.

Записано сигнал дихання $x(t)$ як суму трьох компонентів:

$$x(t) = A(t) \cdot s(t) + n(t) + p(t), \quad (2.1)$$

де $A(t)$ — амплітудна огинаюча, що моделює зміну сили дихання у часі;

$s(t)$ — основний періодичний компонент сигналу (модель турбулентного звуку);

$n(t)$ — випадкова шумова складова (білий шум);

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$p(t)$ — патологічна складова (залежить від наявності хрипів, крепітації тощо; може бути нульовою у здорових осіб).

Періодичний компонент ДШ можна описати як модуляцію гармонік у межах дихального циклу:

$$x(t) = \sum_{k=1}^N \sin(2\pi f_k t + \phi_k), \quad (2.2)$$

де $f_k \in [100, 1000]$ Гц — частоти турбулентного шуму;

ϕ_k — випадкова фаза кожної гармоніки;

N — кількість гармонік (наприклад, 10–20).

Амплітудна огибаюча $A(t)$ моделює часову структуру вдиху/видиху:

$$x(t) = \begin{cases} \sin^2\left(\frac{\pi(t-T_0)}{T_{in}}\right), & T_0 \leq t < T_0 + T_{in} \\ \sin^2\left(\frac{\pi(t-T_0-T_{in})}{T_{out}}\right), & T_0 + T_{in} \leq t < T_0 + T_{in} + T_{out} \\ 0, & \text{інакше} \end{cases} \quad (2.3)$$

де T_0 — початок дихального циклу;

T_{in}, T_{out} — тривалість вдиху та видиху.

Циклічність забезпечується періодичним повторенням.

Випадкову складову $n(t)$ описано фоновим шумом:

$$n(t) = N(0, \sigma^2(t)), \quad (2.4)$$

де $\sigma(t)$ змінюється синхронно з $A(t)$, моделюючи посилення сигналу (шуму) під час вдиху/видиху.

Для моделювання, наприклад, вологих хрипів, можна додати синусоїдальні імпульси або сигнали з локалізацією у часі:

$$p(t) = \sum_{j=1}^M a_j \cdot \exp\left(-\frac{(t-\tau_j)^2}{2\sigma_j^2}\right) \cdot \cos(2\pi f_j t), \quad (2.5)$$

де τ_j – момент появи хрипу;

$f_j \in (400, 1000)$ Гц – частота патологічного сигналу;

a_j, σ_j – амплітуда та ширина імпульсу.

Математичну модель ДШ представлено у вигляді ПЗ, показаного на рис. 2.2.

```

1  fs = 22000; % частота дискретизації
2  t = 0:1/fs:12; % 5 секунд сигналу
3  T_in = 1.2; T_out = 0.6; % тривалість вдиху та видиху
4  cycle = T_in + T_out;
5
6  % Амплітудна огинаюча
7  A = zeros(size(t));
8  for k = 0:floor(t(end)/cycle)
9      t0 = k * cycle;
10     idx_in = t >= t0 & t < t0 + T_in;
11     idx_out = t >= t0 + T_in & t < t0 + cycle;
12     A(idx_in) = sin(pi * (t(idx_in) - t0) / T_in).^2;
13     A(idx_out) = 0.5*sin(pi * (t(idx_out) - t0 - T_in) / T_out).^2;
14 end
15
16 % Періодичний шум
17 s = zeros(size(t));
18 frequencies = [150, 300, 500];
19 for f = frequencies
20     s = s + sin(2*pi*f*t + 2*pi*rand);
21 end
22
23 % Шумова складова
24 n = 0.1 * randn(size(t)) .* A;
25
26 % Патологія: один хрип
27 p = zeros(size(t));
28 tau = 2.5; % секунда появи хрипу
29 p = p + exp(-((t - tau).^2) / (2*0.01^2)) .* cos(2*pi*700*t);
30
31 % Повний сигнал
32 x = A .* s + n + p;
33
34 plot(t, x);
35 title('Моделюваний дихальний шум');
36 xlabel('Час (с)');
37 ylabel('Амплітуда');
```

Рисунок 2.2 – Лістинг моделювання СД

На рис.2.3 наведено результат роботи ПЗ.

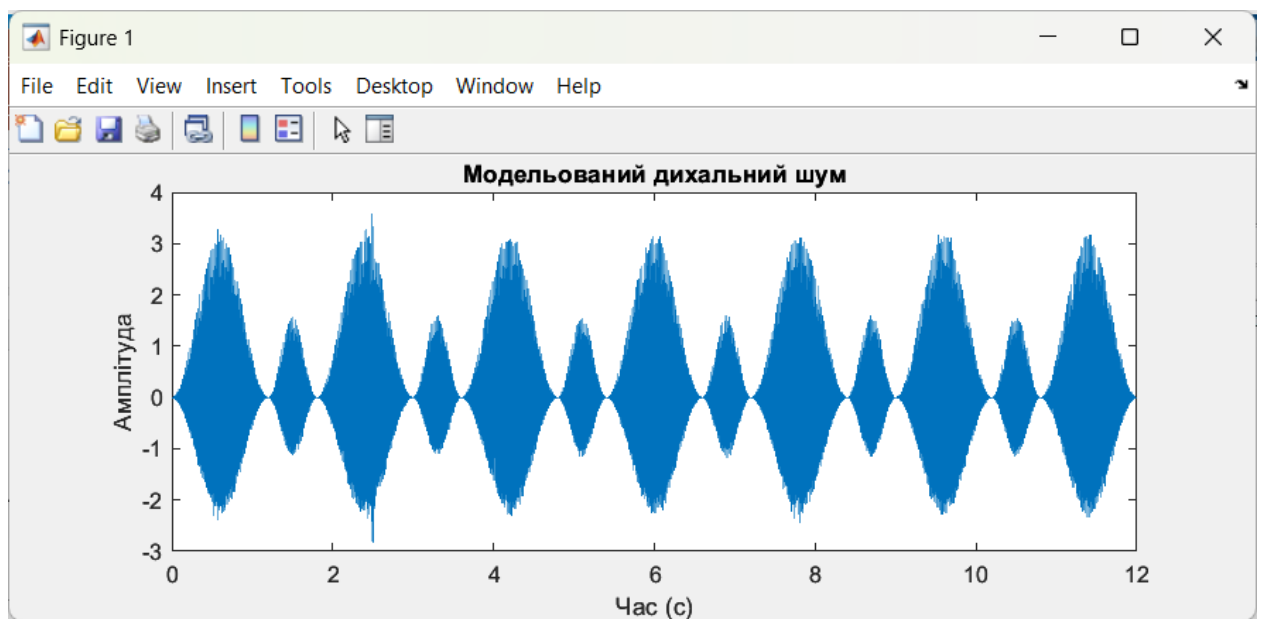


Рисунок 2.3 – Результат роботи ПЗ при моделюванні СД

Запропонована математична модель СД об'єднує:

- циклічність дихального процесу;
- змінну амплітуду вдиху/видиху;
- випадкову природу шуму;
- відображає у своїй структурі елементи вдиху та видиху;
- можливість додавання патологічних елементів.

2.2.2 Методи обробки сигналів дихання

Застосування кореляційної, спектральної, спектрально-кореляційної та статистичної обробки сигналів дихання є актуальним для точної діагностики, виявлення патологій (хрипів, асиметрії, апное) та автоматизованої обробки респіраторної функції в медичних і телемедичних системах.

Мета кореляційної обробка СД: виявлення періодичності, схожості між дихальними циклами або між різними каналами запису.

АКФ СД оцінює ступінь подібності сигналу з самим собою при часовому зсуві згідно виразу:

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		33

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t \pm \tau) dt / \quad (2.6)$$

де T — тривалість СД;

τ — часовий зсув;

$x(t)$ — СД.

Актуальність застосування АКФ:

- визначення періодичності дихального сигналу.
- виявлення стабільності ритму.
- пошук ознак апное або нерегулярного дихання.

Мета спектральної обробки СД: аналіз частотного складу дихального сигналу, виділення шумів, хрипів, дихальних коливань.

Перетворення FFT як ядро спектральної обробки дозволяє перейти від часу до частоти, аналізуючи енергію на різних частотах згідно виразу:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt. \quad (2.7)$$

Застосування FFT:

- виявлення дихальної частоти ($\approx 0.2-0.4$ Гц);
- виявлення високочастотних компонент (хрипів, свистів).

Метою спектрально-кореляційної обробки СД є вивчення залежності між сигналами у частотній області.

Застосування:

- виявлення регулярних дихальних циклів.
- аналіз повторюваних хрипів або ритмічних звуків.

Спектр від автокореляції допомагає знаходити повторювані частотні шаблони згідно виразу:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau)e^{-j2\pi f\tau} d\tau. \quad (2.8)$$

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Метою статистичної обробки СД є кількісна оцінка змін сигналу для виявлення порушень або трендів.

Математичне сподівання дозволяє:

- визначити середню амплітуду СД.
- контролювати зміщення базової лінії (наприклад, при повільному дрейфі).

Математичне сподівання СД обчислюється виразом:

$$M(x) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt \quad \text{або} \quad M(x) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i. \quad (2.9)$$

Дисперсія СД забезпечує:

- оцінювання варіабельності амплітуд дихання.
- Виявлення стабільності або нестабільності сигналу.

Дисперсія обчислюється виразом:

$$D(x) = M\left((x - M(x))^2\right) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - M(x))^2. \quad (2.9)$$

Загальну інформацію щодо методів обробки СД наведено в табл.2.1

Таблиця 2.1 – Методи обробки СД

Метод	Призначення
Кореляційний	Аналіз ритму, повторюваності, синхронності каналів
Спектральний	Частотна структура, виявлення хрипів, апное
Спектрально-кореляційний	Частотна взаємозалежність сигналів
Статистичний	Оцінка середніх і відхилень амплітуд

2.2 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи

Алгоритмічне забезпечення системи у вигляді блок-схем:

- є основою для реалізації в ПЗ та мікропрограмних системах (медичних приладах);
- забезпечує пояснюваність результатів у системах з елементами машинного навчання;
- дозволяє реалізувати модульну архітектуру, яка легко адаптується до різних клінічних задач.

Блок-схемне подання алгоритмів обробки дихальних звуків є:

- основою для розробки навчального ПЗ;
- інструментом стандартизації в медичній освіті;
- мостом між фахівцями з біомедичної інженерії та лікарями-клініцистами.

На рис.2.4 наведено алгоритмічне забезпечення (блок схему) кореляційної обробки сигналів дихання.

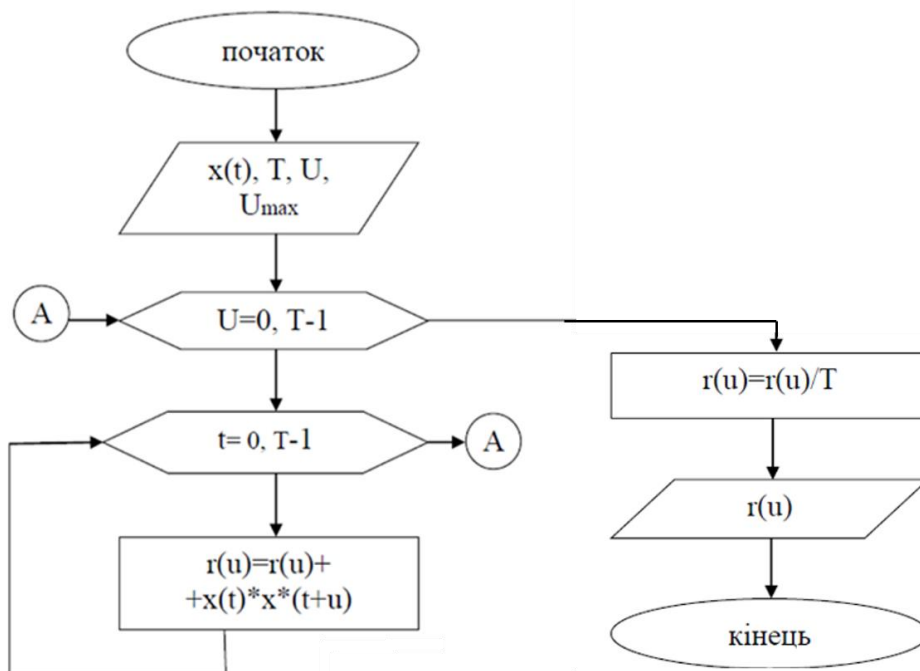


Рисунок 2.4 – Алгоритмічне забезпечення (блок схема) кореляційної обробки

СД

На рис. 2.5 наведено алгоритмічне забезпечення (блок схему) спектральної обробки сигналів дихання.

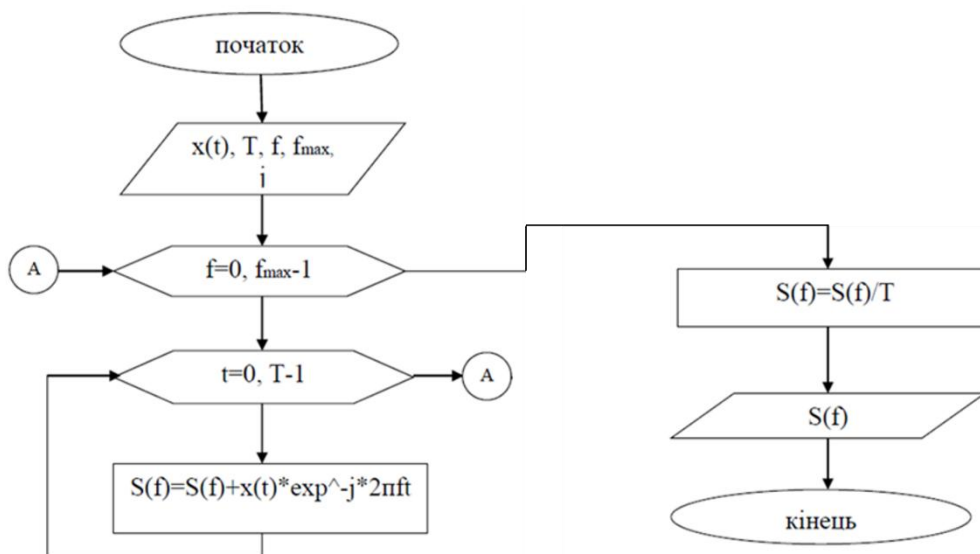


Рисунок 2.5 – Алгоритмічне забезпечення (блок схема) спектральної обробки
СД

На рис. 2.6 наведено алгоритмічне забезпечення (блок схему) спектрально-кореляційної обробки сигналів дихання.

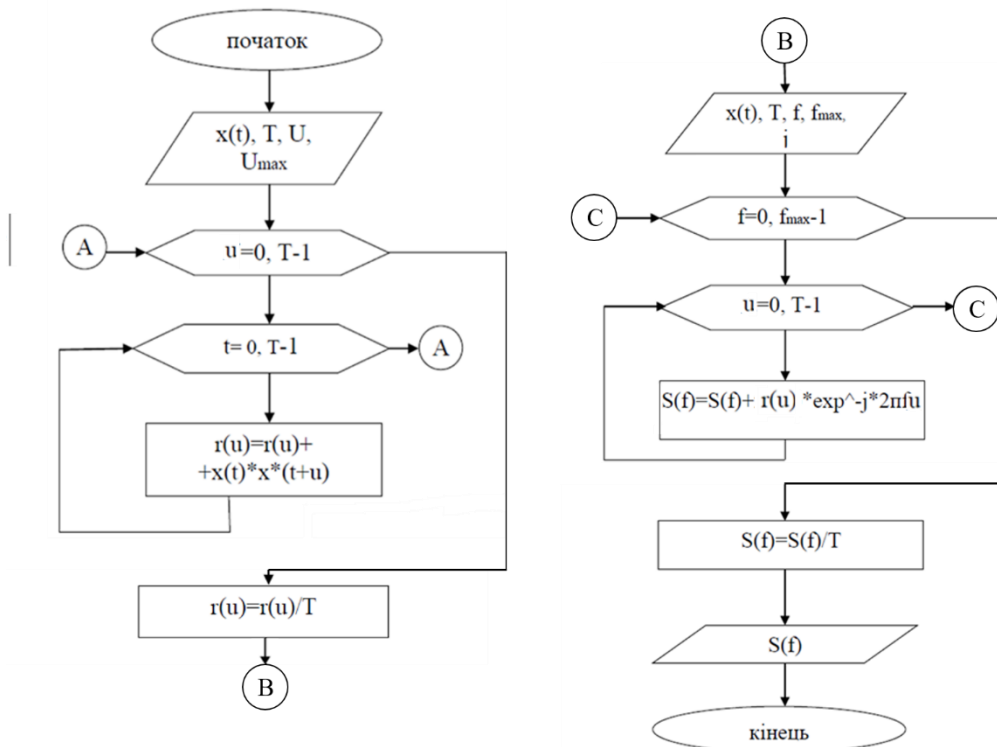


Рисунок 2.6 – Алгоритмічне забезпечення (блок схема) спектрально-
кореляційної обробки ПС

На рис. 2.7 наведено алгоритмічне забезпечення (блок схему) статистичної обробки сигналів дихання.

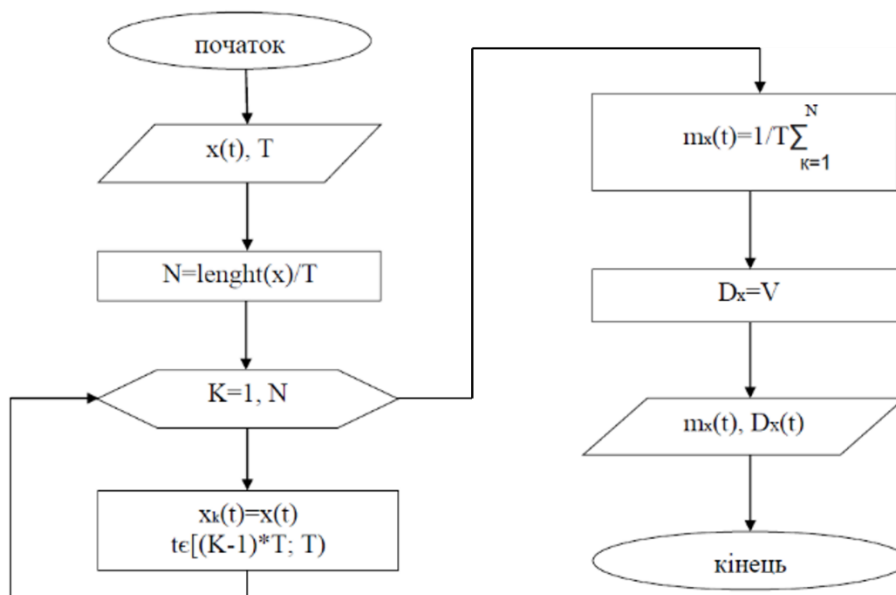


Рисунок 2.7 – Алгоритмічне забезпечення (блок схема) статистичної обробки ПС

Розроблене алгоритмічне забезпечення слугує основою для подальшого створення програмного продукту, що забезпечує автоматизовану обробку, аналіз та наочне представлення СД у зручному для користувача вигляді.

2.3 Проектування програмного забезпечення комп'ютерної аускультативної системи в середовищі Matlab

Традиційна аускультация легень (прослуховування) має суб'єктивний характер і залежить від досвіду лікаря, що може призводити до похибок у діагностиці.

Проектування ПЗ для комп'ютерної аускультативної системи дозволяє підвищити точність діагностики за рахунок автоматизованої обробки та аналізу дихальних звуків. Таке ПЗ забезпечує об'єктивність, повторюваність

результатів, можливість збереження даних для динамічного спостереження та використання методів машинного навчання для розпізнавання патологій.

У цьому контексті проектування ПЗ комп'ютерної аускультативної системи набуває особливої актуальності. Використання середовища MATLAB є доцільним завдяки його широким можливостям у сфері обробки біомедичних сигналів, аналізу частотних та часових характеристик, візуалізації даних та розробки алгоритмів розпізнавання.

Система, реалізована в MATLAB, дозволяє автоматизувати процес обробки сигналу дихання, зменшити вплив людського фактору та підвищити точність діагностики. Вона також створює передумови для застосування методів машинного навчання і побудови інтелектуальних систем медичного моніторингу. Таким чином, розробка подібного ПЗ є актуальною як з точки зору медицини, так і інженерії, сприяючи розвитку технологій неінвазивної діагностики та цифрової медицини.

Програмну функцію кореляційної обробки СД (рис. 2.8) реалізовано відповідно до алгоритмічного забезпечення (рис. 2.4).

```

1 function [r_corr, t_vect] = correlation(signal, fs)
2 % RCOREL Обчислення нормалізованої правосторонньої автокореляційної функції сигналу.
3 %
4 % [r_corr, t_vect] = correlation(signal, fs) повертає праву половину
5 % автокореляційної функції сигналу, нормалізовану на довжину, а також
6 % відповідний часовий вектор.
7 %
8 % Вхідні параметри:
9 %     signal - вхідний сигнал у часовій області
10 %     fs     - частота дискретизації (Гц)
11 %
12 % Вихідні параметри:
13 %     r_corr - права частина нормалізованої автокореляційної функції
14 %     t_vect - відповідний часовий вектор
15
16 % Обчислюємо період дискретизації
17 Ts = 1 / fs;
18
19 % Знаходимо повну автокореляцію сигналу
20 full_autocorr = xcorr(signal);
21
22 % Нормалізуємо автокореляцію на кількість елементів
23 full_autocorr = full_autocorr / length(full_autocorr);
24
25 % Визначаємо індекс нульового лагу (центру)
26 zero_lag_index = floor(length(full_autocorr) / 2) + 1;
27
28 % Витягуємо праву (каузальну) частину автокореляції
29 r_corr = full_autocorr(zero_lag_index:end);
30
31 % Формуємо відповідний часовий вектор
32 t_vect = (0:length(r_corr)-1) * Ts;
33 end

```

Рисунок 2.8 – Лістинг програмної функції кореляційної обробки СД

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		39

Функція `corelation` виконує обчислення автокореляційної функції СД з нормалізацією. У першому кроці визначається період дискретизації T_s як обернене значення від частоти дискретизації f_s . Потім із використанням функції `xcorr` обчислюється повна автокореляційна послідовність для заданого сигналу. Отримана послідовність нормалізується шляхом ділення на її загальну довжину, щоб забезпечити узгодженість масштабу. Далі визначається індекс, що відповідає нульовому лагу, який знаходиться посередині отриманого вектора. Із повної автокореляції виділяється лише її права (каузальна) частина, що відповідає додатнім запізненням. Ця частина зберігається у вихідну змінну `r_corr`. Для кожного значення автокореляції розраховується відповідна точка у часовому вимірі на основі періоду T_s , утворюючи вектор `t_vect`. У результаті функція повертає нормалізовану праву частину автокореляційної функції та відповідний часовий вектор.

Програмну функцію спектральної обробки СД (рис. 2.9) реалізовано відповідно до алгоритмічного забезпечення (рис. 2.5).

```

1 function [amplitudeSpectrum, phaseSpectrum, frequencyAxis] = spectraldft(timeSignal, samplingRate)
2 % spectraldft Обчислює амплітудний і фазовий спектри сигналу, а також частотну шкалу.
3 %
4 % Вхідні аргументи:
5 %   timeSignal      - сигнал у часовій області (вектор)
6 %   samplingRate    - частота дискретизації в герцах (Hz)
7 %
8 % Вихідні аргументи:
9 %   amplitudeSpectrum - амплітудний спектр сигналу
10 %   phaseSpectrum     - фазовий спектр сигналу
11 %   frequencyAxis     - вектор частот
12
13 % Кількість відліків у сигналі
14 N = length(timeSignal);
15
16 % Визначення частотного кроку
17 deltaF = samplingRate / N;
18
19 % Розрахунок перетворення Фур'є
20 complexSpectrum = fft(timeSignal);
21
22 % Нормалізація спектра
23 complexSpectrum = complexSpectrum / N;
24
25 % Розрахунок амплітудного спектра
26 amplitudeSpectrum = abs(complexSpectrum);
27
28 % Розрахунок фазового спектра
29 phaseSpectrum = angle(complexSpectrum);
30
31 % Побудова осі частот
32 frequencyAxis = (0:N-1) * deltaF;
33 end

```

Рисунок 2.9 – Лістинг програмної функції спектральної обробки СД

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		40

Функція `spectraldft` обчислює амплітудний і фазовий спектри заданого сигналу у часовій області. Спершу визначається довжина сигналу N , що використовується для розрахунку частотного кроку ΔF . Далі за допомогою функції `fft` виконується дискретне перетворення Фур'є, що перетворює сигнал у частотну область. Отриманий спектр нормалізується шляхом ділення на кількість відліків, щоб масштаб амплітуд був коректним. Потім амплітудний спектр визначається як модуль комплексного спектра, а фазовий спектр – як його аргумент (кут фази). На останньому кроці створюється вектор частот, що відповідає кожному елементу спектра, з кроком ΔF .

Програмну функцію спектрально-кореляційної обробки СД (рис. 2.10) реалізовано відповідно до алгоритмічного забезпечення (рис. 2.6).

```

1 function [amplitudeSpectrum, phaseSpectrum, frequencyAxis] = spectralcorelation(signal, samplingRate)
2 % spectralcorelation Обчислює амплітудний і фазовий спектри автокореляційної функції сигналу.
3 %
4 % Вхідні аргументи:
5 %   signal      - сигнал у часовій області (вектор)
6 %   samplingRate - частота дискретизації в герцах (Hz)
7 %
8 % Вихідні аргументи:
9 %   amplitudeSpectrum - амплітудний спектр автокореляційної функції
10 %   phaseSpectrum    - фазовий спектр автокореляційної функції
11 %   frequencyAxis     - частотна шкала
12
13 % Обчислення повної автокореляційної функції
14 autocorrFull = xcorr(signal, 'biased');
15
16 % Індекс центрального елемента (нульове запізнення)
17 centerIndex = floor(length(autocorrFull) / 2) + 1;
18
19 % Вибір правої (невід'ємної) частини автокореляційної функції
20 autocorrPositive = autocorrFull(centerIndex:end);
21
22 % Перетворення Фур'є автокореляційної послідовності
23 complexSpectrum = fft(autocorrPositive);
24
25 % Нормалізація спектра
26 complexSpectrum = complexSpectrum / length(complexSpectrum);
27
28 % Амплітудний спектр
29 amplitudeSpectrum = abs(complexSpectrum);
30
31 % Фазовий спектр
32 phaseSpectrum = angle(complexSpectrum);
33
34 % Частотна шкала
35 frequencyStep = samplingRate / length(complexSpectrum);
36 frequencyAxis = (0:length(complexSpectrum)-1) * frequencyStep;
37 end

```

Рисунок 2.10 – Лістинг програмної функції спектрально-кореляційної обробки СД

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Функція `spectralcorelation` обчислює амплітудний і фазовий спектри автокореляційної функції вхідного сигналу. Спочатку за допомогою `xcorr` з параметром `biased` розраховується повна автокореляційна послідовність сигналу. Потім визначається індекс центрального елемента, який відповідає нульовому запізненню. З повної автокореляції виділяється права частина, що відповідає невід'ємним затримкам. Цю праву частину перетворюють у частотну область за допомогою ШП Фур'є (`fft`). Отриманий спектр нормалізується за довжиною послідовності для коректності масштабування. З нормалізованого спектра обчислюються амплітуда (модуль) та фаза (кут аргументу). Нарешті, формується частотна вісь із кроком, визначеним відношенням частоти дискретизації до довжини спектра, що використовується для відображення спектральних компонент.

Програмну функцію статистичної обробки СД (рис. 2.11) реалізовано відповідно до алгоритмічного забезпечення (рис. 2.7).

```

1 function [meanValues, varianceValues, stdDeviationValues, timeVector] = statistical(inputSignal, numIntervals, samplingRate, segmentDuration)
2 % computeSegmentStatistics Обчислює середнє значення, дисперсію та СКВ сигналу по часових сегментах.
3 %
4 % Вхідні аргументи:
5 % inputSignal      - вхідний сигнал у часовій області (вектор)
6 % numIntervals     - кількість інтервалів мінус один (тобто всього numIntervals + 1 сегментів)
7 % samplingRate     - частота дискретизації в герцах (Hz)
8 % segmentDuration  - тривалість одного сегменту в секундах
9 %
10 % Вихідні аргументи:
11 % meanValues       - вектор середніх значень кожного сегменту
12 % varianceValues   - вектор дисперсій кожного сегменту
13 % stdDeviationValues - вектор середньоквадратичних відхилень (нормалізований)
14 % timeVector       - вектор часу, що відповідає кожному сегменту
15 %
16 % Обчислення кількості відліків в одному сегменті
17 samplesPerSegment = floor(segmentDuration * samplingRate);
18 %
19 % Ініціалізація матриці для зберігання сегментів сигналу
20 totalSegments = numIntervals + 1;
21 signalSegments = zeros(totalSegments, samplesPerSegment);
22 %
23 % Поділ сигналу на сегменти
24 for i = 0:numIntervals
25     startIndex = i * samplesPerSegment + 1;
26     endIndex = startIndex + samplesPerSegment - 1;
27     signalSegments(i + 1, :) = inputSignal(startIndex:endIndex);
28 end
29 %
30 % Обчислення статистичних характеристик для кожного сегменту (по рядках)
31 meanValues = mean(signalSegments, 2); % Середні значення
32 varianceValues = var(signalSegments, 0, 2); % Дисперсії
33 stdDeviationValues = sqrt(varianceValues); % Середньоквадратичне відхилення
34 %
35 % Нормалізація СКВ (опціонально - залежить від задачі)
36 stdDeviationValues = stdDeviationValues / sqrt(samplesPerSegment);
37 %
38 % Формування вектора часу (для центрів кожного сегменту)
39 timeVector = (0:numIntervals) * segmentDuration;
40 end

```

Рисунок 2.11 – Лістинг програмної функції статистичної обробки СД

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						42
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Функція `statistical` приймає вхідний сигнал `inputSignal`, кількість інтервалів `numIntervals`, частоту дискретизації `samplingRate` та тривалість сегменту `segmentDuration`. Змінна `samplesPerSegment` обчислює кількість відліків у одному сегменті на основі тривалості сегменту та частоти дискретизації. Матриця `signalSegments` ініціалізується для зберігання усіх сегментів сигналу, де кожен рядок відповідає окремому сегменту. Цикл `for` послідовно виділяє сегменти сигналу з `inputSignal`, починаючи з індексу `startIndex` і закінчуючи `endIndex`. Для кожного сегменту розраховуються статистичні характеристики: середнє значення зберігається у векторі `meanValues`, дисперсія — у `varianceValues`, а середньоквадратичне відхилення — у `stdDeviationValues`. Значення `stdDeviationValues` додатково нормалізується на корінь із `samplesPerSegment` для коректної оцінки розсіяння. Вектор часу `timeVector` формується як послідовність моментів початку кожного сегменту, базуючись на `segmentDuration`. Функція повертає ці чотири вихідні змінні для подальшого аналізу або візуалізації.

Застосування MATLAB GUIDE для проектування ПЗ комп'ютерної аускультативної системи діагностики стану органів дихання є актуальним з огляду на його можливості швидкого створення графічного інтерфейсу користувача. Цей інструмент дозволяє розробникам без значних зусиль створювати інтуїтивно зрозумілі вікна та елементи керування, що полегшує взаємодію медичних працівників із системою. Крім того, MATLAB має потужні засоби обробки СД, і використання GUIDE спрощує інтеграцію цих алгоритмів безпосередньо у графічний інтерфейс, що підвищує ефективність діагностики за даними сигналів дихання. GUIDE також сприяє швидкому прототипуванню і тестуванню різноманітних алгоритмів аускультативної системи, що важливо на етапах дослідження і розробки системи.

В цілому, використання MATLAB GUIDE є доречним для швидкої реалізації функціоналу комп'ютерної аускультативної системи, але для подальшого розвитку та підтримки програмного забезпечення доцільно розглядати сучасніші платформи розробки.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

При розробці ПЗ системи застосовано елементи: edit; text; pushbutton; uipanel; axes. Вигляд інтерфейсу ПЗ системи зображено на рис. 2.12.

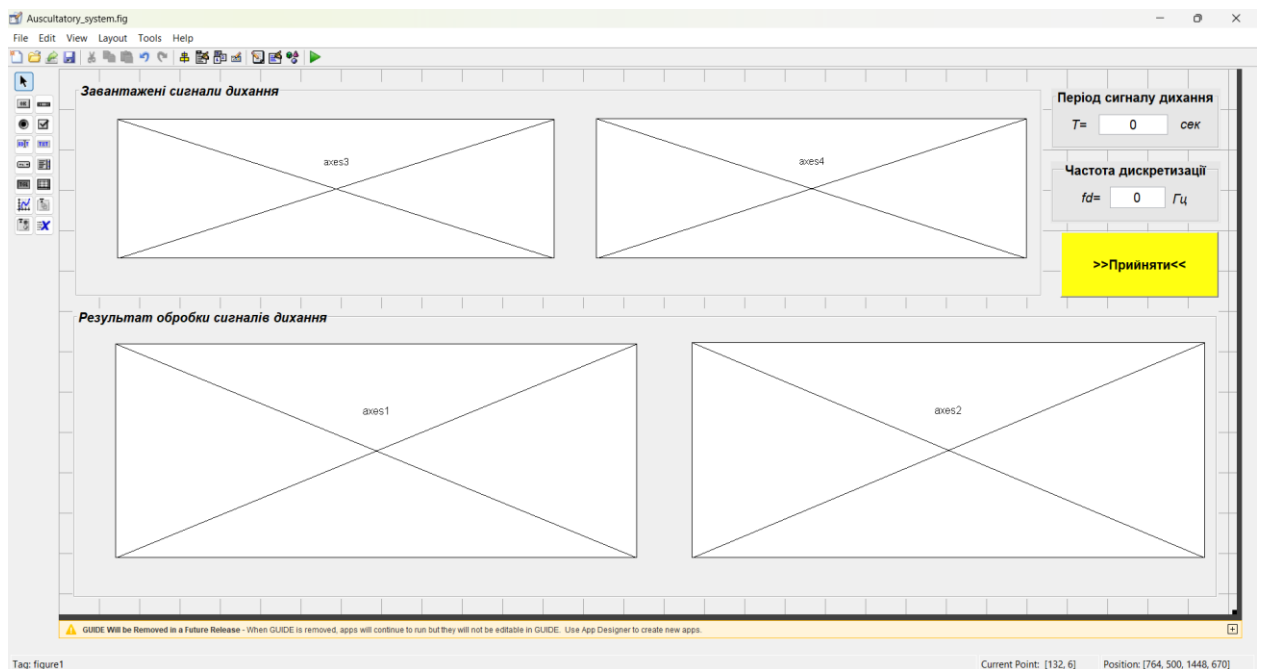


Рисунок 2.12 – Вигляд інтерфейсу ПЗ аускультативної системи

Для запуску завантаження та обробки СД у Menu Editor  було створено спеціальне меню, представлене на рис. 2.13.

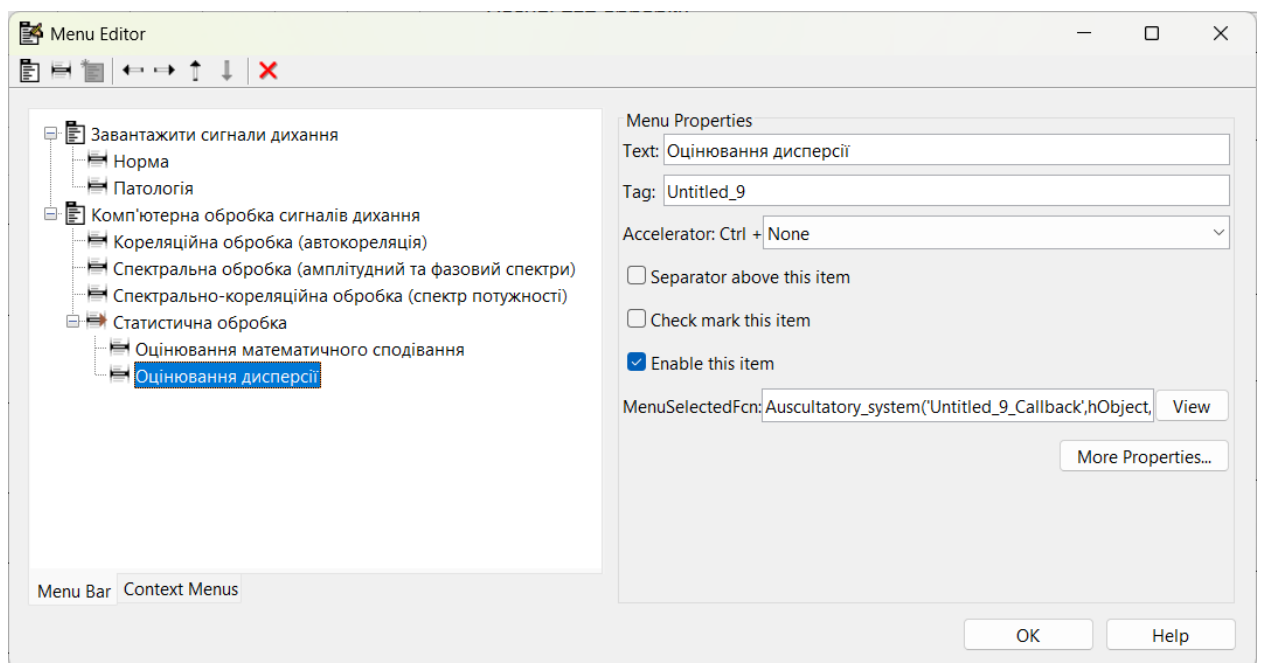


Рисунок 2.13 – Меню комп'ютерної аускультативної системи

До кожного пункту меню програмного забезпечення були розроблені відповідні програмні коди з використанням стандартних та користувацьких функцій, які наведено в додатках Б–Д. Повний лістинг ПЗ комп'ютерної аускультативної системи з графічним інтерфейсом подано в додатку А.

Інтерфейс запущеного ПЗ аускультативної системи продемонстровано на рис. 2.14.

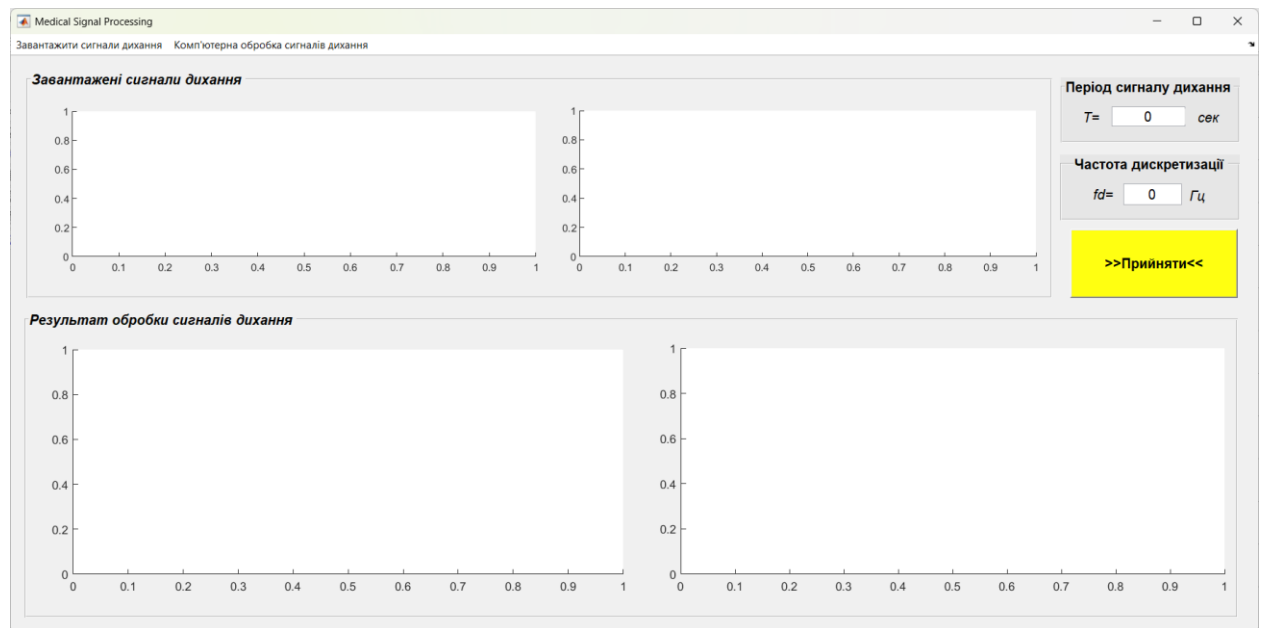


Рисунок 2.14 – Вигляд ПЗ комп'ютерної аускультативної системи

Зовнішній вигляд пунктів меню програмного забезпечення наведено на рис. 2.15.

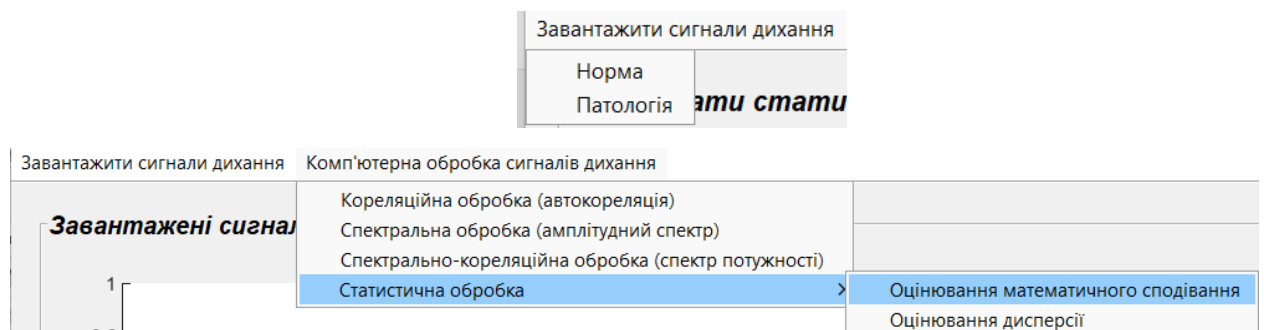


Рисунок 2.15 – Меню ПЗ комп'ютерної аускультативної системи

2.4 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану дихальної системи

Результати завантаження даних СД пацієнтів різних станів представлено на рис. 2.16.

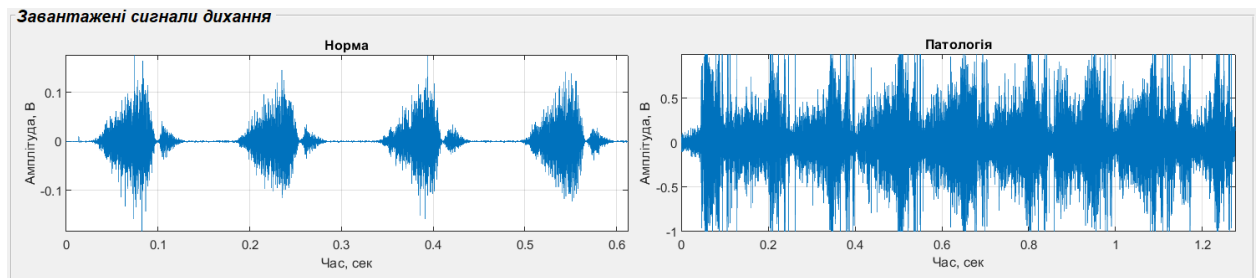


Рисунок 2.16 – Дані СД пацієнтів зі станами норми та патології

Результати кореляційної обробки СД пацієнтів різних станів представлено на рис. 2.17-2.18.

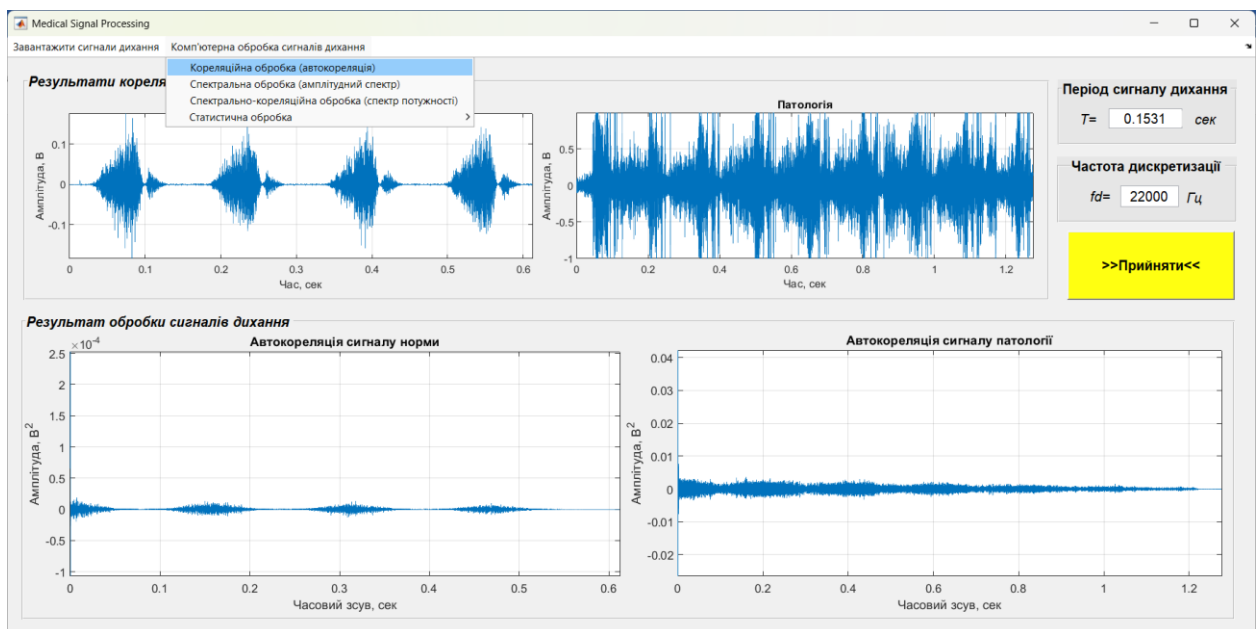


Рисунок 2.17 – Результат функціонування системи при кореляційній обробці

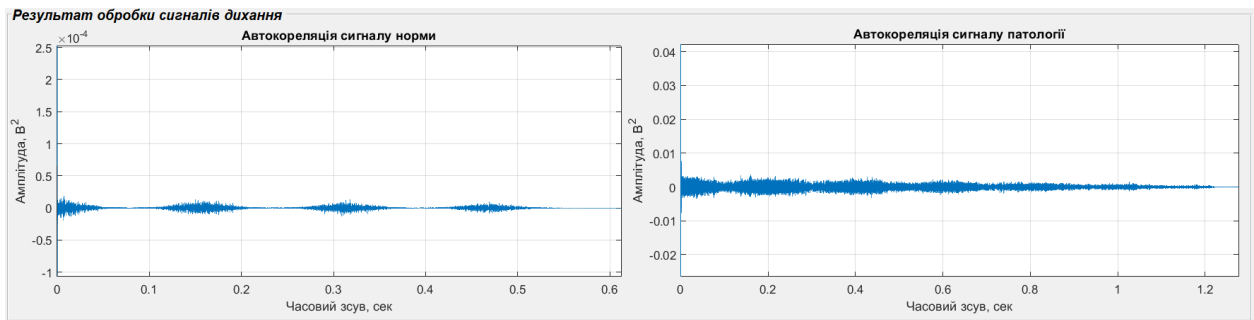


Рисунок 2.18 – Результати кореляційної обробки СД

Амплітуда автокореляційної функції:

- для норми: має значно вищу амплітуду (до $\sim 2.5 \times 10^3$), що констатує наявність регулярних, повторюваних структур у сигналі дихання.
- для патології: амплітуда значно менша (~ 0.02), що вказує на менш виражену періодичність і вищий рівень шуму або нерегулярностей у дихальному сигналі.

Форма автокореляційної функції:

- для норми: спостерігається чітко виражена загасаюча автокореляція — ознака ритмічного дихання.
- для патології: автокореляція більш хаотична та швидше загасає — це свідчить про*дискоординованість або неритмічність дихання**.

Інтерпретація:

- у стані норми дихальний сигнал має високу періодичність, ритмічну структуру, що проявляється у високих значеннях автокореляції.
- у стані патології дихальний сигнал втрачає ритмічність, стає більш хаотичним, що відображено у зниженні значень автокореляції та швидкому їх згасанні. Це може свідчити про розлад дихального циклу при патологічних станах, зокрема бронхолегеневі захворювання, порушення ЦНС, або обструктивні явища.

Результати кореляційної обробки СД пацієнтів різних станів представлено на рис. 2.19-2.20.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

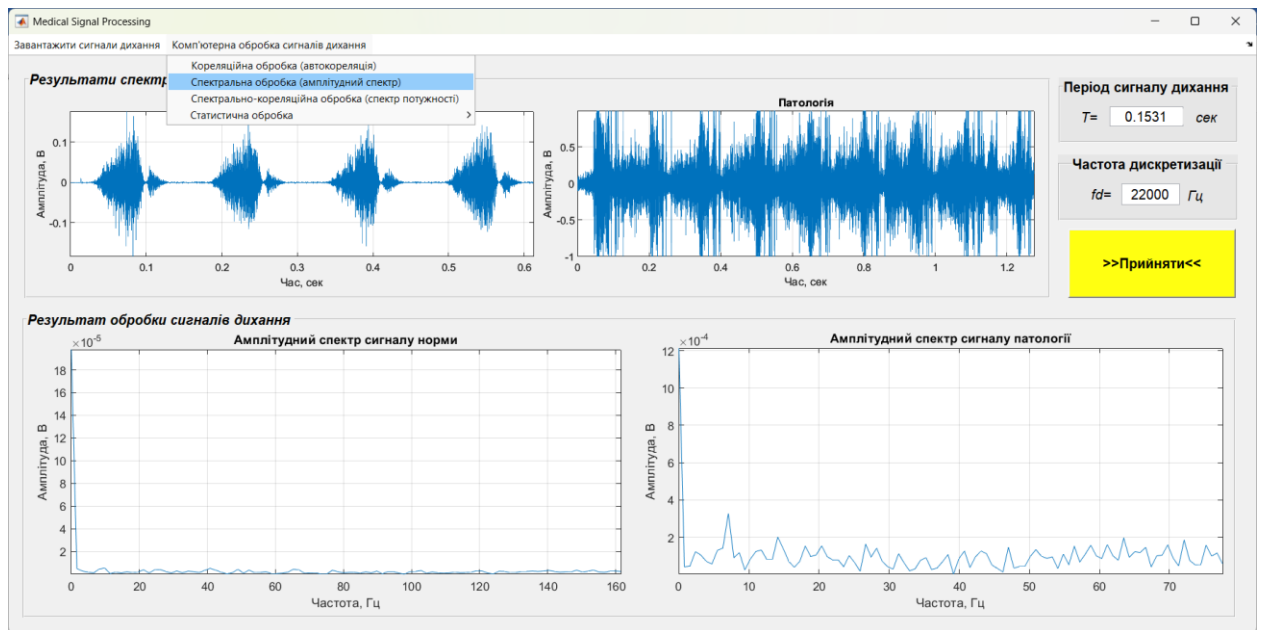


Рисунок 2.19 – Результат функціонування системи при спектральній обробці

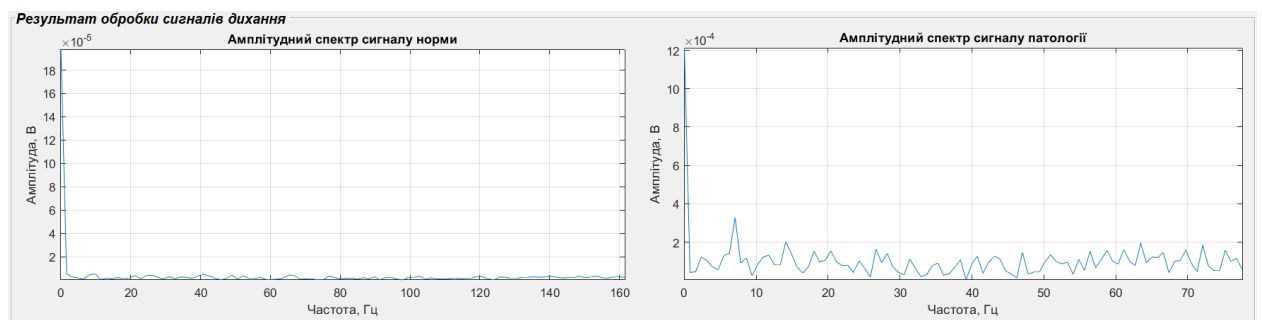


Рисунок 2.20 – Результати спектральної обробки СД

Спектр норми:

- яскраво виражений низькочастотний компонент (до ~ 5 Гц);
- після основної гармоніки амплітуда сигналу стрімко спадає, і спектр майже плоский;
- домінує одна або кілька гармонік, характерних для ритмічного дихання;
- висока амплітуда ($\sim 1.8 \times 10^5$), що свідчить про сильну регулярну складову.

Спектр патології:

- більша кількість розподілених піків у діапазоні до ~ 80 Гц;

– немає чітко домінуючих частот - амплітуда рівномірно розкидана, що свідчить про хаотичність або шумовий компонент у сигналі;

– значно нижча амплітуда ($\sim 1.2 \times 10^4$), що свідчить про зменшення енергії регулярної складової сигналу.

Інтерпретація:

– для норми дихання регулярне, домінують низькі частоти, що пов'язано з нормальним ритмом дихання. Спектр показує високоенергетичні періодичні складові — характерні для здорової дихальної функції (регулярне дихання).

– для патології сигнал дихання стає менш ритмічним, з'являється багато високочастотних компонентів. Це може вказувати на застосування додаткових м'язів дихання, обструкції, турбулентність повітряного потоку, або інші порушення, зокрема порушення структури дихального циклу.

Спектральна обробка демонструє чітку відмінність між здоровим та патологічним диханням.

Результати спектрально-кореляційної обробки СД пацієнтів різних станах представлено на рис. 2.21-2.22.

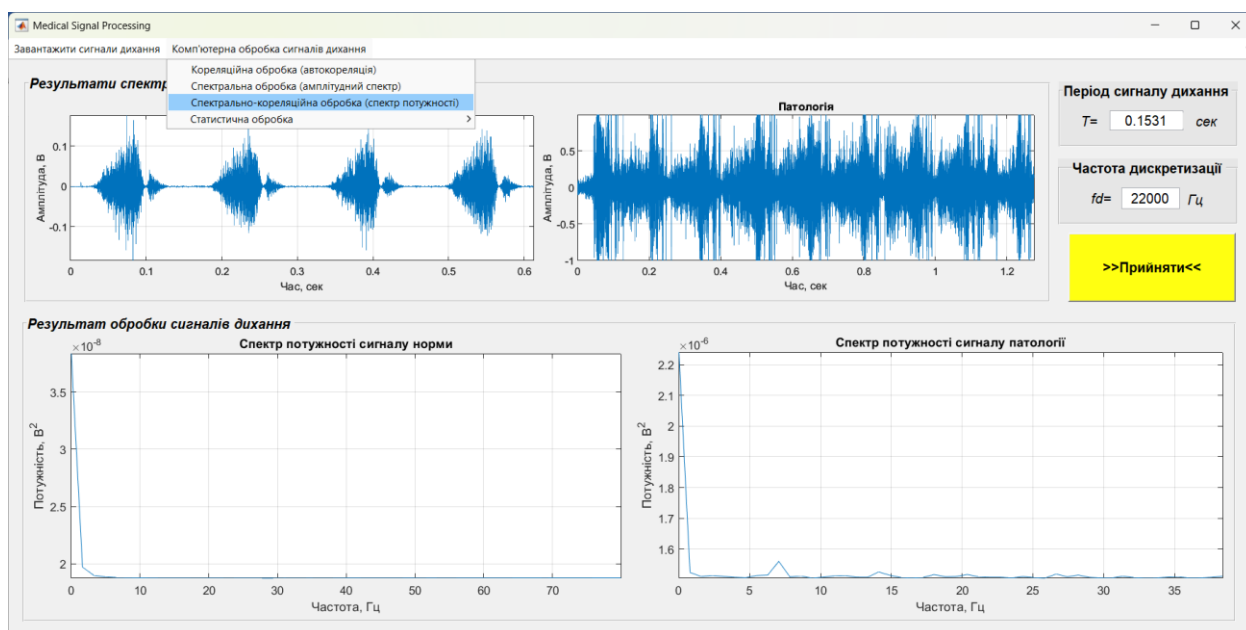


Рисунок 2.21 – Результат функціонування системи при спектрально-кореляційній обробці

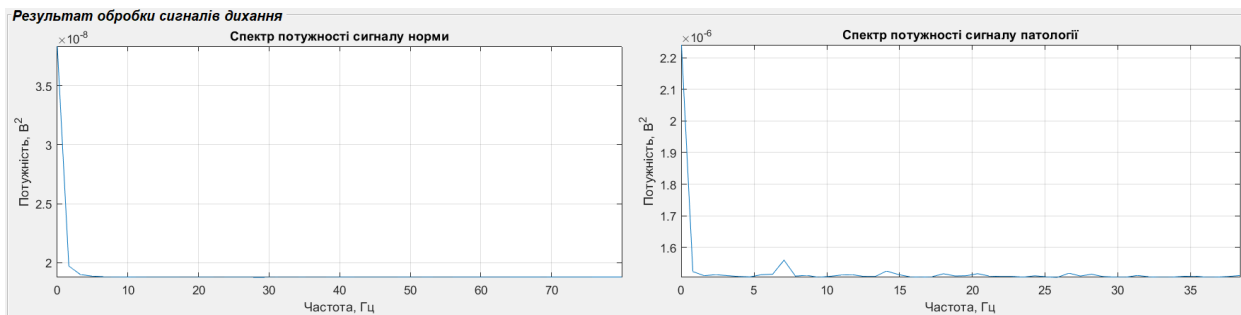


Рисунок 2.22 – Результати спектрально-кореляційної обробки СД

Спектр потужності при нормі:

- є чіткий максимум на дуже низьких частотах (до 5 Гц), з подальшим стрімким спадом.
- значення потужності дуже високе ($\sim 3.5 \times 10^5$) на початку спектра.
- далі спектр майже нульовий — енергія сигналу зосереджена в низькочастотному діапазоні, що є характерним для стабільного, ритмічного дихання.

Спектр потужності при патології (справа):

- Також спостерігається пік у низькочастотному діапазоні, але він менш виражений ($\sim 2.2 \times 10^5$), ширший, з додатковими коливаннями до ~ 15 – 20 Гц.
- Потужність розподілена по ширшому спектру — сигнал містить більше частотних компонентів, можливо шумових або турбулентних.

Інтерпретація:

- для норми дихальний сигнал концентрується в дуже вузькому частотному діапазоні, що свідчить про стабільне, регулярне дихання. Потужність сигналу сконцентрована на одній домінуючій частоті (низька частота — характерна для нормального дихального ритму).
- для патології спостерігається розширення спектра потужності, що свідчить про зменшення регулярності та появу додаткових, можливо, патологічних частотних компонентів. Це може вказувати на порушення ритму, нерівномірність вдихів/видихів, або змішування шумових компонентів у сигналі.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Результати статистичної обробки СД (оцінювання математичного сподівання) пацієнтів різних станів представлено на рис. 2.23-2.24.

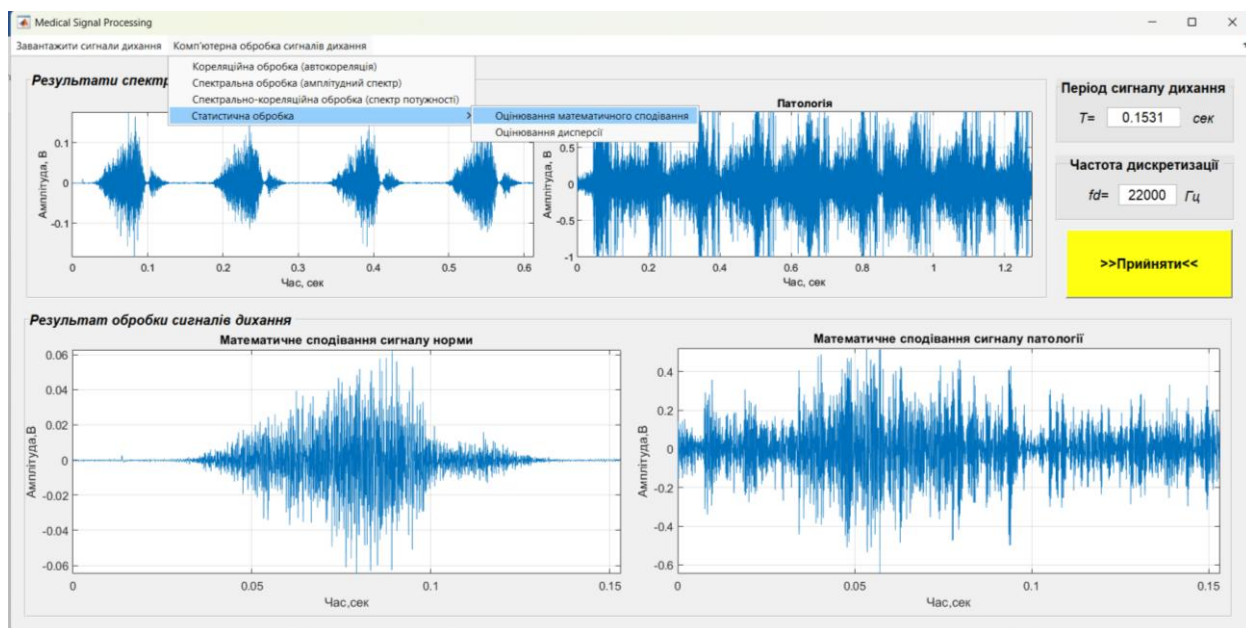


Рисунок 2.23 – Результат функціонування системи при статистичній обробці в процесі оцінювання математичного сподівання

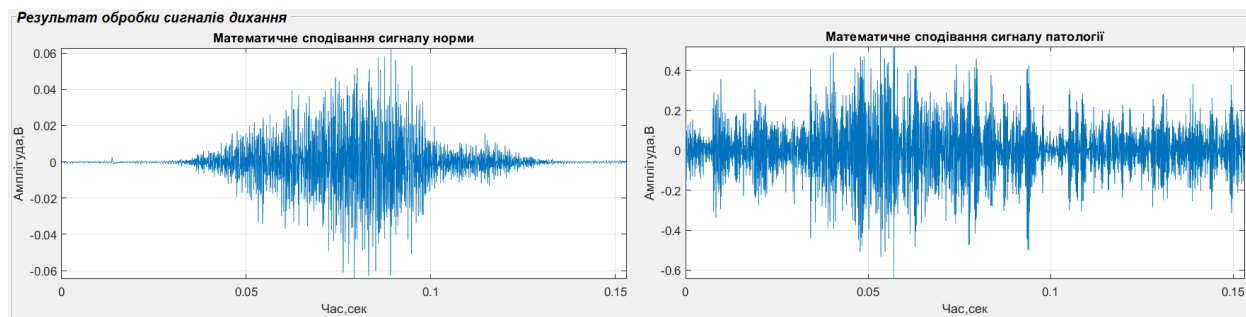


Рисунок 2.24 – Результати статистичної обробки СД в процесі обчислення математичного сподівання

Інтерпретація:

– Сигнал норми має невелику амплітуду (до ± 0.06), низьку дисперсію (~ 0.0004) та симетричне середнє близьке до нуля. Це вказує на стабільне дихання з регулярною амплітудою та малою варіативністю.

– Сигнал патології характеризується високою амплітудою (до ± 0.6), високою дисперсією (~ 0.06) та зміщеним середнім, що свідчить про порушення у ритмічності дихання, наявність шумів та можливу деструкцію дихального патерну.

Показники математичного сподівання та варіації сигналу чітко розрізняють норму та патологію. Сигнали при патології мають у 10–15 разів вищу амплітуду та дисперсію, що дає можливість використовувати такі характеристики як діагностичні ознаки для автоматичної класифікації станів дихання.

Результати статистичної обробки СД (оцінювання дисперсії) пацієнтів різних станах представлено на рис. 2.25-2.26.

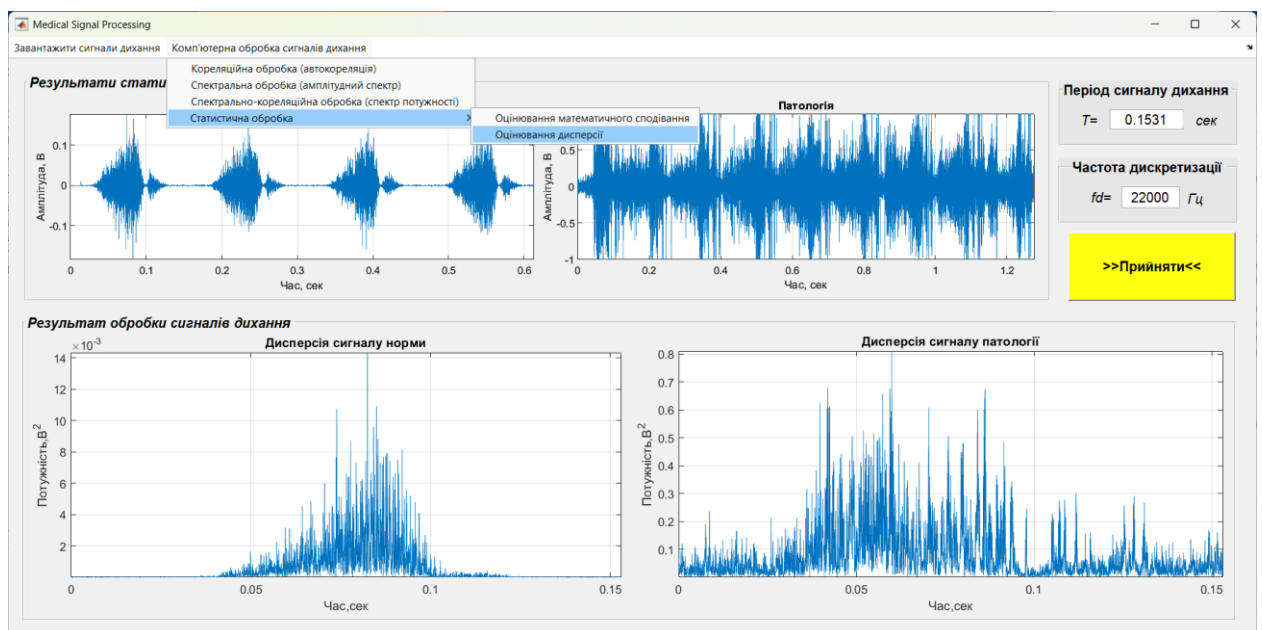


Рисунок 2.25 – Результат функціонування системи при статистичній обробці в процесі оцінювання дисперсії

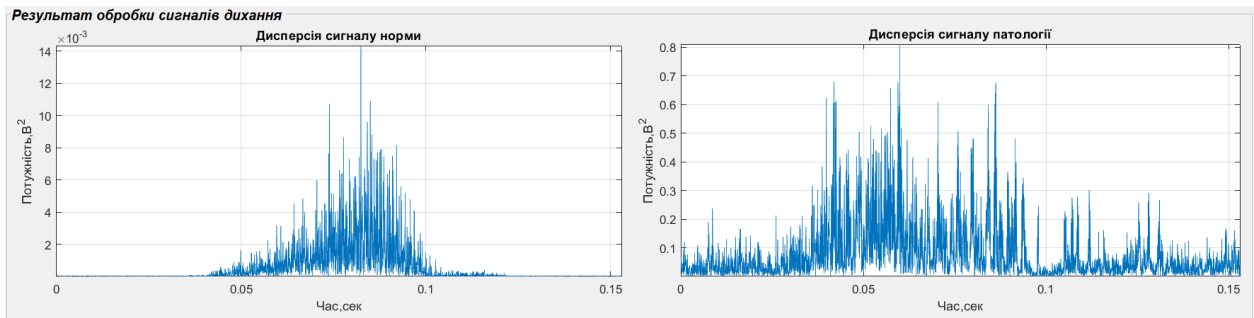


Рисунок 2.26 – Результати статистичної обробки СД в процесі обчислення дисперсії

Для сигналу норми:

- дисперсія значно нижча ($\max \approx 0.013$);
- добре виражений пік ближче до середини сигналу;
- сигнал відносно стабільний, з мінімальними флуктуаціями в початковій і кінцевій фазах;
- це вказує на регулярне, стабільне дихання з прогнозованими змінами енергії сигналу.

Для сигналу патології:

- дисперсія значно вища ($\max \approx 0.75$), приблизно у 50–60 разів більша.
- має нерівномірну структуру, з численними флуктуаціями.
- наявність високої дисперсії свідчить про нестабільність дихального процесу, характерну для обструктивних чи рестриктивних порушень дихання.

Дисперсія сигналу дихання є чутливим статистичним показником:

- норма: низька, локалізована дисперсія → стабільний та контрольований дихальний процес.
- Патологія: висока, розсіяна дисперсія → хаотичність та порушення ритму дихання.

2.5 Висновки до розділу 2

У розділі було виконано повний цикл проектування комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини.

Обґрунтовано вибір та описано технічне забезпечення, необхідне для зчитування, обробки та аналізу акустичних сигналів дихання.

Розроблено математичне забезпечення системи, включно з побудовою математичної моделі сигналів дихання, що враховує особливості їхньої структури в умовах норми та патології.

Реалізовано методи математичної статистичної обробки сигналів. З аналізу результатів видно, що патологічні сигнали мають значно вищу дисперсію та амплітуду в порівнянні з нормальними, що підтверджує ефективність методів як діагностичних критеріїв.

Запропоновано алгоритмічне забезпечення для обробки та класифікації дихальних сигналів, реалізоване у вигляді структурованих процедур.

Здійснено проектування та реалізацію ПЗ в середовищі MATLAB, яке забезпечує зручний інтерфейс та функціонал для зчитування, фільтрації, обробки і візуалізації сигналів дихання.

Проведено тестування системи, яке продемонструвало її здатність коректно ідентифікувати особливості дихання у стані норми та патології, що підтверджує працездатність запропонованої архітектури.

Таким чином, розроблена комп'ютерна система демонструє високу ефективність в попередній діагностиці стану дихальної системи, має потенціал для подальшого розвитку та інтеграції у практичну медицину як допоміжний інструмент для лікаря.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						54
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

Розробка комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану дихальної системи людини є складним інженерним завданням, яке передбачає інтеграцію знань із галузей біомедицини, цифрової обробки сигналів, програмної інженерії та інтерфейсного дизайну. Враховуючи специфіку аналізу біомедичних сигналів, таких як сигнали дихання, вибір відповідного програмного середовища відіграє ключову роль у забезпеченні ефективності, точності та надійності розробленої системи.

MATLAB є одним з найпоширеніших програмних середовищ, що використовується для інженерних та наукових розрахунків, а також для обробки сигналів та побудови математичних моделей. Його інструментарій дозволяє ефективно реалізовувати алгоритми обробки біосигналів та розробляти зручні інтерфейси користувача за допомогою середовища GUIDE.

При створенні системи автоматизованої діагностики дихальної системи людини висувуються наступні функціональні вимоги до програмного середовища:

- підтримка операцій цифрової обробки сигналів: фільтрація, вейвлет-аналіз, спектральна та статистична обробка;
- можливість візуалізації сигналів у часовій, частотній та часово-частотній областях;
- наявність математичних і статистичних функцій для обчислення середніх значень, дисперсій, кореляцій, енергетичних характеристик тощо;
- підтримка розробки графічного інтерфейсу користувача;
- гнучкість у роботі з масивами даних великого обсягу;

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						55
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- інтеграція з зовнішніми пристроями збору даних (наприклад, мікрофонами або сенсорами);
- підтримка тестування та налагодження алгоритмів в інтерактивному режимі.

Окрім функціональних, програмне забезпечення повинно відповідати технічним вимогам, а саме бути стабільним, документованим, підтримуваним, доступним для розширення і масштабування.

MATLAB – це високорівневе технічне обчислювальне середовище, розроблене компанією MathWorks. Основними характеристиками, які визначають доцільність використання MATLAB для поставленого завдання, є:

- потужні бібліотеки для обробки сигналів, у тому числі Signal Processing Toolbox, DSP System Toolbox;
- інтерактивна робота з даними та графіками у режимі реального часу;
- наявність вбудованих функцій для статистичного, частотного та часово-частотного аналізу;
- підтримка розробки користувацьких GUI-додатків (Graphical User Interface) через GUIDE або App Designer;
- зручна система побудови графіків, гістограм, спектрів тощо;
- наявність великої кількості прикладів, документації, спільноти користувачів.

У рамках задачі аускультатії дихання необхідно виконувати детальну обробку сигналів, що містять низькочастотні та високочастотні компоненти, з великою варіативністю амплітуди та шумовими спотвореннями. MATLAB дозволяє ефективно реалізувати:

- цифрову фільтрацію (низькочастотну, смугову, адаптивну);
- вейвлет-аналіз для детекції патологічних особливостей;
- перетворення Фур'є та спектральний аналіз для визначення енергетичних характеристик;
- побудову ковзного середнього та обчислення дисперсії у часовому вікні;

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						56
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- візуалізацію результатів обробки у вигляді графіків, гістограм, матриць теплових карт.

GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) — це вбудований інструмент MATLAB для розробки інтерфейсів з використанням компоувальника форм. У рамках даної роботи за допомогою GUIDE реалізовано зручний графічний інтерфейс, який дозволяє:

- завантажувати сигнали з файлів або зчитувати їх із пристроїв;
- запускати алгоритми фільтрації, аналізу та класифікації;
- виводити результати у графічному вигляді (амплітудні графіки, спектри, показники статистики);
- забезпечити інтерактивну взаємодію користувача із системою (кнопки, повзунки, випадаючі списки).

MATLAB широко використовується в медичних дослідженнях і системах автоматизованої діагностики, оскільки має ряд істотних переваг:

- висока точність обчислень завдяки 64-бітним змінним;
- можливість створення прототипів та швидкого тестування алгоритмів;
- модульність коду — можливість створення бібліотек функцій;
- активна підтримка з боку спільноти розробників та науковців;
- сертифікація MATLAB у деяких країнах для медичного використання.

Попри велику популярність MATLAB, існують інші програмні середовища, які теоретично могли б бути застосовані для вирішення поставленого завдання, зокрема Python, LabVIEW, C++/C# (висока продуктивність, проте складність реалізації інтерфейсів і обробки сигналів).

Попри те, що Python є відкритим і потужним інструментом, його використання для медичних застосувань потребує більше часу на розробку інтерфейсу та вимагає високої кваліфікації програміста. MATLAB же надає готові засоби з чітко визначеною структурою та зручними інструментами розробки.

У результаті проведеного аналізу встановлено, що програмне середовище MATLAB є найбільш придатним для розробки комп'ютерної аускультативної

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

системи для діагностики дихальної системи. Воно поєднує в собі функціональну гнучкість, високу точність обчислень, інструменти візуалізації, зручність у розробці інтерфейсу та підтримку масштабування. Застосування GUIDE дозволило створити зручний і функціональний інтерфейс, а використання інструментарію MATLAB забезпечило повноцінну реалізацію методів обробки дихальних сигналів.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

Медико-біологічне дослідження, спрямоване на діагностування стану органів дихальної системи людини, базується на аналізі фізіологічних сигналів, які генеруються під час акту дихання. Одним з найбільш інформативних методів неінвазивної діагностики є аускультация — прослуховування сигналів дихання за допомогою стетоскопа або електронного пристрою. Використання комп'ютерної аускультативної системи дає змогу не лише об'єктивно фіксувати звукові сигнали, а й автоматизувати процес аналізу та виявлення патологічних змін.

Метою даного підрозділу є опис методики проведення медико-біологічного дослідження, включаючи підготовку пацієнтів, техніку реєстрації сигналів дихання, стандартизацію процедури, технічні умови збору даних, критерії класифікації станів дихальної системи та подальший аналіз результатів.

Дихальні сигнали (шуми) — це звукові сигнали, що виникають у процесі проходження повітря через дихальні шляхи. У нормі дихання супроводжується везикулярним шумом, який має м'який характер. Патологічні шуми включають сухі хрипи, вологі хрипи, крепітацію, бронхіальне дихання, які свідчать про різні захворювання (бронхіт, пневмонію, астму, емфізему тощо).

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						58
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Реєстрація цих звуків у цифровому вигляді дає змогу об'єктивно фіксувати дихальні події, проводити спектральний та часовий аналіз, виділяти характерні патерни та будувати класифікаційні моделі.

Перед реєстрацією дихальних сигналів необхідно дотриматися ряду підготовчих заходів:

- Пацієнт має перебувати у стані фізіологічного спокою.
- Перед тестом виключається вживання стимуляторів (кава, енергетики, сигарети) протягом 2 годин.
- Температура приміщення підтримується на рівні 22–24°C.
- Пацієнт інформується про характер процедури, підписується інформована згода.

Для збору акустичних сигналів дихання використовуються електронні стетоскопи або мікрофони високої чутливості, з'єднані з комп'ютерною системою обробки. Основні параметри апаратури:

- частота дискретизації: не менше 8000 Гц;
- роздільна здатність АЦП: 16 біт;
- наявність попереднього посилення;
- екранування від електромагнітних завад.

Реєстрація проводиться у таких зонах грудної клітки: передня, бічна, задня частини, на рівні верхніх, середніх та нижніх відділів легень.

Стандартна процедура реєстрації складається з таких етапів:

- фіксація мікрофона або стетоскопа на визначену точку грудної клітки;
- фоновий запис (без дихання) — 5 секунд;
- запис нормального дихання — 30 секунд;
- запис форсованого дихання — 20 секунд;
- повтор запису в інших зонах.

У середньому з одного пацієнта отримується від 3 до 5 хвилин сигналу, які потім сегментуються, нормалізуються та аналізуються.

Після реєстрації сигнали обробляються в середовищі MATLAB:

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- видалення шумів за допомогою фільтрів нижніх/верхніх частот;
- нормалізація амплітуди;
- вейвлет-аналіз для детекції патологічних компонентів;
- обчислення статистичних показників (середнє, дисперсія, енергія);
- спектральний аналіз (перетворення Фур'є).

Для кожного дихального циклу формуються вектори ознак, які потім використовуються для діагностики.

На основі аналізу сигналів будується система правил або використовується машинне навчання (SVM, нейронні мережі) для визначення:

- норма — рівномірний спектр, низька дисперсія, відсутність піків на високих частотах;
- бронхіт — наявність сухих хрипів, піки середньочастотного діапазону;
- пневмонія — крепітація, високочастотні компоненти, енергія підвищена;
- астма — переривчастість сигналу, наявність високочастотних шумів.

Дослідження проводяться відповідно до міжнародних етичних норм (Хельсінська декларація), з дотриманням анонімності пацієнтів, конфіденційності даних, інформованої згоди.

Методика, описана в цьому підрозділі, дозволяє реалізувати ефективний, стандартизований підхід до реєстрації та аналізу сигналів дихання. Вона забезпечує достатню точність, відтворюваність і об'єктивність при діагностиці різних патологічних станів дихальної системи.

Результати можуть бути використані як у клінічній практиці, так і в навчальних або наукових цілях, для розробки та вдосконалення інтелектуальних діагностичних систем.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі було обґрунтовано вибір програмного середовища MATLAB як оптимального інструменту для реалізації комп'ютерної аускультативної

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

системи діагностики стану дихальної системи людини. Проаналізовано технічні та функціональні переваги MATLAB, серед яких — потужні засоби цифрової обробки сигналів, наявність спеціалізованих бібліотек, зручність розробки графічного інтерфейсу користувача за допомогою GUIDE, а також висока точність обчислень і інтерактивність.

Також у розділі детально розглянуто методику проведення медико-біологічного дослідження, що включає підготовку пацієнтів, стандартизовану процедуру збору дихальних сигналів, технічні умови реєстрації, та алгоритми подальшої обробки і аналізу отриманих даних у середовищі MATLAB. Такий підхід забезпечує об'єктивність, відтворюваність та високу інформативність діагностичного процесу.

Таким чином, результати розробки ПЗ та описана методика дослідження формують надійну основу для створення сучасної інтелектуальної системи підтримки діагностики захворювань органів дихання.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності

Безпека життєдіяльності є важливою складовою будь-якої професійної діяльності, особливо в галузі біомедичних технологій, які мають прямий контакт із фізіологічними процесами людини. Розробка та впровадження комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану дихальної системи людини повинні відповідати вимогам охорони праці, техніки безпеки, ергономіки, гігієни праці, електробезпеки, а також забезпечувати безпечні умови експлуатації як для медичного персоналу, так і для пацієнтів.

Комп'ютерна аускультативна система, яка передбачає використання електронного обладнання (мікрофонів, датчиків, комп'ютерів) у безпосередньому контакті з людиною, потребує особливих заходів безпеки, щоб уникнути ураження електричним струмом, електромагнітних завад, помилок діагностики, а також забезпечити стерильність і мінімізувати психоемоційне навантаження на пацієнтів.

У процесі експлуатації комп'ютерної аускультативної системи можуть виникати наступні небезпеки:

- електрична небезпека - пов'язана з можливістю ураження електричним струмом при контакті з електронними пристроями;
- мікробіологічна небезпека - пов'язана з ризиком передачі інфекційних захворювань через контакт стетоскопа або мікрофона зі шкірою пацієнта;
- психоемоційне навантаження — викликане тривогою пацієнта під час обстеження або невизначеністю результатів;
- помилки інтерпретації результатів - що можуть призвести до неправильної постановки діагнозу та, відповідно, неадекватного лікування;
- електромагнітні завади - які можуть впливати на якість реєстрації сигналу, викликаючи помилкові дані;

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– пожежна безпека - пов'язана з експлуатацією електронного обладнання, особливо при його перегріванні або короткому замиканні;

– ергономічні ризики - нераціональна організація робочого місця може викликати втому оператора, зниження продуктивності та підвищення ризику помилок.

Електрична безпека є критично важливою при розробці та експлуатації біомедичних систем, що контактують із тілом людини. Основні вимоги до системи:

– використання джерел живлення низької напруги (до 12 В або через USB);

– гальванічна розв'язка між пацієнтом і мережею змінного струму 220 В;

– наявність захисного заземлення корпусу комп'ютера та інших стаціонарних пристроїв;

– встановлення запобіжників або пристроїв захисту від короткого замикання;

– забезпечення класу захисту II або III відповідно до вимог ДСТУ EN 60601-1:2015;

– регулярна перевірка ізоляції кабелів та контактів;

– проведення інструктажу з електробезпеки для персоналу.

Особливу увагу слід приділити мікрофонам та стетоскопам, які підключаються до комп'ютера — вони повинні бути гальванічно ізольованими або працювати через аудіоінтерфейси з низьким рівнем напруги.

Оскільки система використовується для обстеження пацієнтів, вона повинна відповідати санітарно-епідеміологічним вимогам:

– поверхні контактних елементів (голівка мікрофона, корпус стетоскопа) повинні бути виготовлені з матеріалів, що піддаються дезінфекції (пластик, медична сталь);

– після кожного використання необхідно проводити обробку контактних елементів антисептичними засобами;

– використання змінних стерильних насадок на мікрофони;

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- регулярне провітрювання приміщення, де проводиться обстеження;
- утримання робочого місця в чистоті відповідно до наказів МОЗ України;

- наявність контейнерів для збору використаних витратних матеріалів.

Крім того, необхідно дотримуватись правил поводження з комп'ютерною технікою — уникати потрапляння рідин на клавіатуру, екран, USB-порти, забезпечити відповідну вологість та температуру повітря.

Ефективна та безпечна експлуатація комп'ютерної аускультативної системи потребує раціональної організації робочого простору:

- оснащення робочого місця ергономічним комп'ютерним столом та кріслом;

- розміщення монітора на рівні очей користувача, на відстані 50–70 см;

- освітлення: природне або штучне з інтенсивністю не менше 300 лк, уникати прямих відблисків на екрані;

- температурний режим: 20–24°C, відносна вологість 40–60%;

- шумовий фон у приміщенні — не більше 50 дБ (за нормами ДСН 3.3.6.037-99);

- встановлення заземлення для всіх елементів електромережі;

- наявність вогнегасника та засобів первинного пожежогасіння;

- Забезпечення евакуаційних шляхів та відповідного маркування.

Також бажано обмежити кількість людей, присутніх у приміщенні під час обстеження, для уникнення шумових завад та збереження конфіденційності.

Оцінка ризиків проводиться за критеріями ймовірності події та тяжкості її наслідків. Основні ідентифіковані ризики подано в табл.4.1.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 4.1 Перелік ризиків

Потенційна небезпека	Ймовірність	Наслідки	Рівень ризику	Заходи
Електричне ураження	Низька	Середні	Середній	Ізоляція, захист, інструктаж
Перенос інфекцій	Середня	Високі	Високий	Стерилізація, антисептики
Помилкова діагностика	Середня	Високі	Високий	Перевірка алгоритмів, подвійний контроль
Психоемоційна напруга	Середня	Середні	Середній	Комунікація з пацієнтом, комфортна атмосфера
Перегрів техніки	Низька	Середні	Низький	Охолодження, техогляд

Рекомендується проводити навчання персоналу не рідше одного разу на рік, використовувати захисне програмне забезпечення, впровадити стандарти якості ISO 13485 (медичні пристрої).

4.2 Основи охорони праці

Під час розробки, тестування та експлуатації комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану дихальної системи людини необхідно забезпечити дотримання вимог охорони праці, електробезпеки, пожежної безпеки та санітарно-гігієнічних норм згідно із законодавством України. Основними нормативними документами є: Закон України «Про охорону праці», «Про забезпечення санітарного та епідемічного благополуччя населення», ДСТУ та ДБН у відповідній сфері.

Метою заходів з охорони праці є забезпечення безпечних умов діяльності фахівців, які працюють із комп'ютерною та медичною апаратурою, а також гарантування безпеки пацієнтів у процесі використання системи.

У процесі експлуатації системи можуть виникати наступні потенційно небезпечні або шкідливі виробничі чинники:

- фізичні - шум від обладнання, електромагнітне випромінювання, статична електрика, надмірне або недостатнє освітлення;

– електричні - ризик ураження електричним струмом при несправностях в електрообладнанні;

– психофізіологічні - в тому від роботи за комп'ютером, зорове навантаження, стресові чинники;

– біологічні - контакт із біологічними рідинами або аерозолями пацієнта (особливо при діагностиці захворювань дихальної системи).

Для мінімізації впливу цих факторів слід дотримуватись чинних стандартів, зокрема:

– ДСТУ EN 62638 - Вимоги до електробезпеки медичного електрообладнання;

– ДСТУ 2861-94 - Безпека електроустановок;

– ДСТУ 2293-93 - ССБП. Класифікація небезпечних і шкідливих виробничих чинників;

– ДСН 3.3.6.042-99 - Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.

Організація робочого місця розробника та медичного працівника, який використовує систему, повинна відповідати наступним вимогам:

– Температурний режим: 18–25 °С;

– Вологість повітря: 40–60 %;

– Освітлення: не менше 300 лк, згідно з ДБН В.2.5-28:2018;

– Шум: рівень не повинен перевищувати 50 дБА (відповідно до ДСН 3.3.6.037-99);

– Вентиляція: має забезпечувати нормативний повітрообмін (ДБН В.2.5-67:2013).

Робоче місце повинно бути ергономічно організоване: екран монітора – на рівні очей користувача на відстані 60–70 см; стіл – із достатньою робочою поверхнею; крісло – з регулюванням висоти і нахилу спинки.

Електробезпека під час експлуатації комп'ютерної аускультативної системи забезпечується відповідно до вимог Правил улаштування електроустановок (ПУЕ), ДСТУ EN 60601-1 (Медичне електрообладнання –

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Загальні вимоги безпеки), та НПАОП 40.1-1.32-01 (Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів).

Основні заходи безпеки:

- Використання заземлення корпусів електроприладів;
- Застосування пристроїв захисного відключення (ПЗВ);
- Проведення перевірки опору ізоляції;
- Проведення інструктажів з електробезпеки та медичних технологій.

Елементи системи, які можуть контактувати з пацієнтом, повинні працювати з низьковольтним живленням (не більше 12 В) та бути гальванічно розв'язаними від мережі.

Умови пожежної безпеки визначаються вимогами ДБН В.2.5-56:2014**, а також Правил пожежної безпеки в Україні (НАПБ А.01.001-2004).

Для забезпечення пожежної безпеки:

- У приміщенні мають бути вогнегасники (ВВК-5 або ВП-5);
- Обладнання повинне бути виготовлене з вогнестійких або самозагасних матеріалів;
- Заборонено залишати працююче обладнання без нагляду;
- Працівники повинні бути ознайомлені з планом евакуації.

Проводиться періодичний інструктаж з пожежної безпеки та відпрацювання евакуаційних заходів.

Під час експлуатації медичного обладнання з контактними датчиками важливо дотримуватись санітарних норм, зокрема:

- Проведення дезінфекції контактних частин пристрою після кожного пацієнта;
- Використання змінних мембран або одноразових насадок на датчики;
- Застосування одноразових рукавичок медичним персоналом;
- Наявність журналу санітарної обробки;
- Використання сертифікованих дезінфікуючих засобів, дозволених МОЗ України.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розробники програмного забезпечення, що працюють за комп'ютером, повинні дотримуватись режиму праці та відпочинку відповідно до Державних санітарних правил і норм ДСП 3.3.2.007-98 (гігієнічні вимоги до ПЕОМ).

4.3 Висновки до розділу 4

Безпека життєдіяльності при створенні та використанні комп'ютерної аускультативної системи є ключовим аспектом, що охоплює електробезпеку, санітарно-гігієнічні вимоги, ергономіку робочого місця та захист пацієнта. Комплексна реалізація заходів дозволяє значно знизити ризики для здоров'я користувачів та пацієнтів, забезпечити надійність системи та відповідність нормативним вимогам. Ретельне дотримання вимог безпеки дозволяє ефективно інтегрувати комп'ютерну аускультативну систему у медичну практику без шкоди для людей.

При розробці та експлуатації комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану дихальної системи людини необхідно дотримуватись вимог чинного законодавства України в галузі охорони праці, електро- та пожежної безпеки, санітарно-гігієнічних норм. Забезпечення безпечних умов праці для розробників і користувачів системи, а також захист пацієнтів є важливою складовою ефективного та безпечного функціонування медичних технологій. Реалізація комплексу профілактичних, організаційних і технічних заходів сприяє зменшенню ризиків професійних захворювань, аварійних ситуацій і підвищує загальну надійність та безпечність системи.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						68
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У результаті виконання кваліфікаційної роботи було розроблено комп'ютерну аускультативну систему для діагностики стану органів дихання людини на основі аналізу сигналів дихання. В процесі реалізації було досягнуто таких основних результатів:

1. Проведено аналіз сучасних методів діагностики стану дихальної системи, зокрема традиційної та комп'ютерної аускультативної. Обґрунтовано необхідність автоматизації обробки дихальних сигналів для підвищення точності та об'єктивності медичних висновків.

2. Розроблено архітектуру системи, яка включає апаратне забезпечення для реєстрації сигналів дихання (сенсори, підсилювачі, АЦП) та програмне забезпечення, реалізоване у середовищі MATLAB.

3. Побудовано математичну модель дихального сигналу, яка враховує періодичну структуру дихального циклу, амплітудну модуляцію, випадкову шумову складову та можливі патологічні компоненти. Запропонована модель дозволяє імітувати реальні дихальні сигнали з нормальними та патологічними ознаками.

4. Реалізовано методи цифрової обробки сигналів: кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний та статистичний аналіз. Обґрунтовано ефективність кожного з методів для виявлення діагностично значущих характеристик дихання (наприклад, регулярність, частотний склад, варіабельність амплітуди).

5. Розроблено алгоритмічне забезпечення у вигляді блок-схем для всіх етапів аналізу сигналів дихання. На основі цих алгоритмів створено програмні модулі, що забезпечують обробку, візуалізацію та інтерпретацію даних.

6. У середовищі MATLAB розроблено ПЗ з графічним інтерфейсом користувача, яке дозволяє завантажувати сигнали дихання, виконувати їх обробку та переглядати результати у зручному форматі. ПЗ підтримує

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						69
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інтеграцію різних методів аналізу та дозволяє проводити тестування з реальними або змодельованими даними.

7. Проведено тестування системи на прикладах сигналів пацієнтів у стані норми та патології. Результати обробки продемонстрували здатність системи до відокремлення здорових та порушених дихальних патернів на основі чітко визначених числових та графічних показників.

Таким чином, розроблена система підтвердила свою ефективність як інструмент для попередньої неінвазивної діагностики респіраторних захворювань. Вона може бути корисною як у клінічній практиці, так і для телемедицини та навчання медичного персоналу. Подальше удосконалення може включати інтеграцію алгоритмів машинного навчання для автоматичної класифікації типів дихання та масштабування системи для використання в портативних пристроях.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Булах І.Й., Лях Ю.Й., Марценюк В.П., Хаїмзон І.Й. Медична інформатика. К.: AUS Medicine Publishing, 2017. 368 с.
2. Бачинський М.В. Обґрунтування структури системи відбору акустичних сигналів для задач медичної діагностики систем дихання та голосотворення / М.В. Бачинський, І.Ю. Дедів, В.Г. Дозорський // Вісник Хмельницького національного університету: Збірник наук. праць. Вип. №3 (177): Технічні науки. – Хмельницький. – 2011. – С. 192-195
3. Ваврук Є., Лашко О., Попович Р. Алгоритми та засоби обробки сигналів: навч. посібн. Львів: СПОЛОМ, 2021. 240 с.
4. Горбовий І.А., Хвостівський М.О., Величко Д.В. Математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи ідентифікації стану легень людини. II Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених та студентів «Сучасні інформаційні системи та технології», (30 листопада, 2019 р., м.Херсон). Херсон, 2019. С.32-33.
5. Дедів І.Ю. Хвостівський М.О. Комп'ютерне імітаційне моделювання дихального шуму. X Міжнародна науково-технічна конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»: Матеріали конференції. Кременчук: КрНУ, 2011. С. 84-85.
6. Жидецький, В. Ц. Основи охорони праці: підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. 336 с. Бібліогр.: с. 329–330. — ISBN 966-8013-11-5.
7. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						71
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

8. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.

9. Основи та методи цифрової обробки сигналів: від теорії до практики: навч. посібник / уклад. : Ю.О. Ушенко, М.С. Гавриляк, М.В. Талах, В.В. Дворжак. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 308 с.

10. Хвостівський М.О. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни «Комп'ютерна обробка біомедичних сигналів та даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О. Тернопіль, 2024. 83 с.

11. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

12. Хоцкіна В.Б., Вдовиченко І.Н. Робота в пакеті MATLAB: Навчальний посібник. Кривий Ріг: Державний університет економіки і технологій, 2023. 130 с.

13. Strados Labs RESP® Biosensor. URL: <https://stradoslabs.com/resp-biosensor/> (дата звернення: 13.02.2025).

14. StethoMe®. URL: <https://www.stethome.com/pl> (дата звернення: 13.02.2025).

15. 3M Littmann 3200. URL: <https://medmag.ua/ua/medicinskim-uchrezhdeniyam/stetoskopy/stetoskop-elektronnyj-3m-littmann-3200> (дата звернення: 13.02.2025).

16. Thinklabs Digital Stethoscope. URL: <https://www.thinklabs.com> (дата звернення: 13.02.2025).

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						72
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

17. Clinicloud Digital Stethoscope. URL: <https://www.design-industry.com.au/clinicloud> (дата звернення: 13.02.2025).

18. Драган, Я. Метод опрацювання фрикативних звуків для діагностики захворювань органів голосового апарату на ранніх стадіях / Я. Драган, В. Дозорський, М. Хвостівський, І. Дедів // Вісник Національного університету “Львівська політехніка”. Комп’ютерні науки та інформаційні технології. – Львів : НУЛП, 2011. – № 694. – С. 376–382.

					КРБ 163.21-062.001 ПЗ	Арк.
						73
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

Лістинг ПЗ моделювання сигналів дихання

```
fs = 22000; % частота дискретизації
t = 0:1/fs:12; % 5 секунд сигналу
T_in = 1.2; T_out = 0.6; % тривалість вдиху та видиху
cycle = T_in + T_out;

% Амплітудна огинаюча
A = zeros(size(t));
for k = 0:floor(t(end)/cycle)
    t0 = k * cycle;
    idx_in = t >= t0 & t < t0 + T_in;
    idx_out = t >= t0 + T_in & t < t0 + cycle;
    A(idx_in) = sin(pi * (t(idx_in) - t0) / T_in).^2;
    A(idx_out) = 0.5*sin(pi * (t(idx_out) - t0 - T_in) / T_out).^2;
end

% Періодичний шум
s = zeros(size(t));
frequencies = [150, 300, 500];
for f = frequencies
    s = s + sin(2*pi*f*t + 2*pi*rand);
end

% Шумова складова
n = 0.1 * randn(size(t)) .* A;

% Патологія: один хрип
p = zeros(size(t));
tau = 2.5; % секунда появи хрипу
p = p + exp(-((t - tau).^2) / (2*0.01^2)) .* cos(2*pi*700*t);

% Повний сигнал
x = A .* s + n + p;

plot(t, x);
title('Модельований дихальний шум');
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда');
```

Лістинг ПЗ функції кореляційної обробки

```
function [r_corr, t_vect] = corelation(signal, fs)
% RCOREL Обчислення нормалізованої правосторонньої автокореляційної функції
% сигналу.
%
% [r_corr, t_vect] = corelation(signal, fs) повертає праву половину
% автокореляційної функції сигналу, нормалізовану на довжину, а також
% відповідний часовий вектор.
%
% Вхідні параметри:
%     signal - вхідний сигнал у часовій області
%     fs     - частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні параметри:
%     r_corr - права частина нормалізованої автокореляційної функції
%     t_vect - відповідний часовий вектор

% Обчислюємо період дискретизації
Ts = 1 / fs;

% Знаходимо повну автокореляцію сигналу
full_autocorr = xcorr(signal);

% Нормалізуємо автокореляцію на кількість елементів
full_autocorr = full_autocorr / length(full_autocorr);

% Визначаємо індекс нульового лагу (центру)
zero_lag_index = floor(length(full_autocorr) / 2) + 1;

% Витягуємо праву (каузальну) частину автокореляції
r_corr = full_autocorr(zero_lag_index:end);

% Формуємо відповідний часовий вектор
t_vect = (0:length(r_corr)-1) * Ts;
end
```

Лістинг ПЗ функції спектральної обробки

```
function [amplitudeSpectrum, phaseSpectrum, frequencyAxis] =  
spectraldft(timeSignal, samplingRate)  
% spectraldft Обчислює амплітудний і фазовий спектри сигналу, а також  
% частотну шкалу.  
%  
% Вхідні аргументи:  
%   timeSignal      – сигнал у часовій області (вектор)  
%   samplingRate    – частота дискретизації в герцах (Hz)  
%  
% Вихідні аргументи:  
%   amplitudeSpectrum – амплітудний спектр сигналу  
%   phaseSpectrum     – фазовий спектр сигналу  
%   frequencyAxis     – вектор частот  
  
% Кількість відліків у сигналі  
N = length(timeSignal);  
  
% Визначення частотного кроку  
deltaF = samplingRate / N;  
  
% Розрахунок перетворення Фур'є  
complexSpectrum = fft(timeSignal);  
  
% Нормалізація спектра  
complexSpectrum = complexSpectrum / N;  
  
% Розрахунок амплітудного спектра  
amplitudeSpectrum = abs(complexSpectrum);  
  
% Розрахунок фазового спектра  
phaseSpectrum = angle(complexSpectrum);  
  
% Побудова осі частот  
frequencyAxis = (0:N-1) * deltaF;  
end
```

Лістинг ПЗ функції спектрально-кореляційної обробки

```
function [amplitudeSpectrum, phaseSpectrum, frequencyAxis] =  
spectralcorelation(signal, samplingRate)  
% spectralcorelation Обчислює амплітудний і фазовий спектри  
автокореляційної функції сигналу.  
%  
% Вхідні аргументи:  
%   signal          – сигнал у часовій області (вектор)  
%   samplingRate    – частота дискретизації в герцах (Hz)  
%  
% Вихідні аргументи:  
%   amplitudeSpectrum – амплітудний спектр автокореляційної функції  
%   phaseSpectrum     – фазовий спектр автокореляційної функції  
%   frequencyAxis     – частотна шкала  
  
% Обчислення повної автокореляційної функції  
autocorrFull = xcorr(signal, 'biased');  
  
% Індекс центрального елемента (нульове запізнення)  
centerIndex = floor(length(autocorrFull) / 2) + 1;  
  
% Вибір правої (невід’ємної) частини автокореляційної функції  
autocorrPositive = autocorrFull(centerIndex:end);  
  
% Перетворення Фур’є автокореляційної послідовності  
complexSpectrum = fft(autocorrPositive);  
  
% Нормалізація спектра  
complexSpectrum = complexSpectrum / length(complexSpectrum);  
  
% Амплітудний спектр  
amplitudeSpectrum = abs(complexSpectrum);  
  
% Фазовий спектр  
phaseSpectrum = angle(complexSpectrum);  
  
% Частотна шкала  
frequencyStep = samplingRate / length(complexSpectrum);  
frequencyAxis = (0:length(complexSpectrum)-1) * frequencyStep;  
end
```

Лістинг ПЗ функції статистичної обробки

```
function [meanValues, varianceValues, stdDeviationValues, timeVector] =  
statistical(inputSignal, numIntervals, samplingRate, segmentDuration)  
% computeSegmentStatistics Обчислює середнє значення, дисперсію та СКВ  
% сигналу по часових сегментах.  
%  
% Вхідні аргументи:  
%   inputSignal      – вхідний сигнал у часовій області (вектор)  
%   numIntervals     – кількість інтервалів мінус один (тобто всього  
numIntervals + 1 сегментів)  
%   samplingRate     – частота дискретизації в герцах (Hz)  
%   segmentDuration  – тривалість одного сегменту в секундах  
% Вихідні аргументи:  
%   meanValues       – вектор середніх значень кожного сегменту  
%   varianceValues   – вектор дисперсій кожного сегменту  
%   stdDeviationValues – вектор середньоквадратичних відхилень  
(нормалізований)  
%   timeVector       – вектор часу, що відповідає кожному сегменту  
  
% Обчислення кількості відліків в одному сегменті  
samplesPerSegment = fix(segmentDuration * samplingRate);  
% Ініціалізація матриці для зберігання сегментів сигналу  
totalSegments = numIntervals + 1;  
signalSegments = zeros(totalSegments, samplesPerSegment);  
  
% Поділ сигналу на сегменти  
for i = 0:numIntervals  
    startIndex = i * samplesPerSegment + 1;  
    endIndex = startIndex + samplesPerSegment - 1;  
    signalSegments(i + 1, :) = inputSignal(startIndex:endIndex);  
end  
  
% Обчислення статистичних характеристик для кожного сегменту (по  
рядках)  
meanValues = mean(signalSegments, 1);           % Середні значення  
varianceValues = var(signalSegments, 0, 1);     % Дисперсії  
stdDeviationValues = sqrt(varianceValues);     % Середньоквадратичне  
відхилення  
  
% Нормалізація СКВ (опціонально – залежить від задачі)  
stdDeviationValues = stdDeviationValues / sqrt(samplesPerSegment);  
  
% Формування вектора часу (для центрів кожного сегменту)  
timeVector = (0:numIntervals) * segmentDuration;  
end
```

**Лістинг ПЗ комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану
органів дихання людини з графічним інтерфейсом користувача**

```

function varargout = Auscultatory_system(varargin)
% AUSCULTATORY_SYSTEM MATLAB code for Auscultatory_system.fig
%     AUSCULTATORY_SYSTEM, by itself, creates a new AUSCULTATORY_SYSTEM or
%     raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = AUSCULTATORY_SYSTEM returns the handle to a new
%     AUSCULTATORY_SYSTEM or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     AUSCULTATORY_SYSTEM('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls
%     the local
%     function named CALLBACK in AUSCULTATORY_SYSTEM.M with the given
%     input arguments.
%
%     AUSCULTATORY_SYSTEM('Property','Value',...) creates a new
%     AUSCULTATORY_SYSTEM or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value pairs
%     are
%     applied to the GUI before Auscultatory_system_OpeningFcn gets
%     called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes property
%     application
%     stop. All inputs are passed to Auscultatory_system_OpeningFcn via
%     varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Auscultatory_system

% Last Modified by GUIDE v2.5 23-Jun-2025 12:55:32

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Auscultatory_system_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Auscultatory_system_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);

```

```

if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if narginout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Auscultatory_system is made visible.
function Auscultatory_system_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin    command line arguments to Auscultatory_system (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Auscultatory_system
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Auscultatory_system wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Auscultatory_system_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
norma=get (handles.edit1, 'userdata');
patalog=get (handles.edit2, 'userdata');

```

```

fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
tn=(0:(length(norma)-1)).*dt;
tp=(0:(length(patalog)-1)).*dt;
axes(handles.axes3);
plot (tn,norma)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight
grid on
axes(handles.axes4);
plot (tp,patalog)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight
grid on

```

% -----Завантаження даних норми-----

```

function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Виклик діалогового вікна завантаження даних норми
% зміна name - назва файлу
% зміна path - шлях до файлу file
[name, path] = uigetfile('*.wav', 'Завантажити сигнал норми');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної змінної
data=audioread(direct);
set(handles.edit1,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;          % Шкала часу для норми
axes(handles.axes3);
plot (t,data)
%title('Біомедичний сигнал норми')
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
title('Норма')
axis tight
grid on

```

% -----Завантаження даних патології-----

```

function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Виклик діалогового вікна завантаження даних норми
% зміна name - назва файлу
% зміна path - шлях до файлу file
[name, path] = uigetfile('*.wav', 'Завантажити сигнал патології');

```

```

% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної змінної
data=audioread(direct);
set(handles.edit2,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;          % Шкала часу для норми
axes(handles.axes4);
plot (t,data)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
title('Патологія')
axis tight
grid on

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit3 as a
double

% -----Спектральна обробка-----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get (handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get (handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
[sp1, ph1, f1] = spectraldft(datanorma, fd);
[sp2, ph2, f2] = spectraldft(datapatalog, fd);
axes(handles.axes1)
plot (f1(1:100), sp1(1:100))
title ('Амплітудний спектр сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, В');

axes(handles.axes2)
plot (f2(1:100), sp2(1:100))
title ('Амплітудний спектр сигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, В');
set(handles.uipanel4,'title','Результати спектральної обробки');

```

```

% -----Кореляційна обробка-----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
%function [r12, tr]=corel(data, fd)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[r_corr1, t_vect1] = corelation(datanorma, fd)
[r_corr2, t_vect2] = corelation(datapatalog, fd)

axes(handles.axes1)
plot(t_vect1, r_corr1)
title('Автокореляція сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, В^2');

axes(handles.axes2)
plot(t_vect2, r_corr2)
title('Автокореляція сигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, В^2');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати кореляційної обробки');

% -----Спектрально-кореляційна обробка-----
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_7 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[amplitudeSpectrum1, phaseSpectrum1, f1] = spectralcorelation(datanorma,
fd);
[amplitudeSpectrum2, phaseSpectrum2, f2] = spectralcorelation(datapatalog,
fd);
axes(handles.axes1)
plot(f1, amplitudeSpectrum1)
title('Спектр потужності сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, В^2');

axes(handles.axes2)

```

```

plot (f2, amplitudeSpectrum2)
title ('Спектр потужності сигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, В^2');
set(handles.uipanel4,'title','Результати спектрально-кореляційної
обробки');

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
@(hObject,eventdata)uiGUIDE('Untitled_11_CreateFcn',hObject,eventdata,guida
ta(hObject))

% -----Статистична обробка-----

function Untitled_11_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_11 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
norma=get (handles.edit1, 'userdata');
patalog=get (handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[meanValues1, varianceValues1] = statistical(norma, 3, fd, T);
[meanValues2, varianceValues2] = statistical(patalog, 3, fd, T);
axes(handles.axes1);
tvar1=(0:(length(meanValues1)-1))./fd;
tvar2=(0:(length(meanValues2)-1))./fd;
plot(tvar1,meanValues1)
title ('Математичне сподівання сигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,В');
axis tight
grid on

axes(handles.axes2);
plot(tvar2,meanValues2)
title ('Математичне сподівання сигналу патології')
xlabel('Час,сек');

```

```

ylabel('Амплітуда,В');
axis tight
grid on

% -----
function Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
norma=get(handles.edit1, 'userdata');
patalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
T=str2double(get(handles.edit2, 'string'));
[meanValues1, varianceValues1] = statistical(norma, 3, fd, T);
[meanValues2, varianceValues2] = statistical(patalog, 3, fd, T);
axes(handles.axes1);
tvar1=(0:(length(varianceValues1)-1))./fd;
tvar2=(0:(length(varianceValues2)-1))./fd;
plot(tvar1,varianceValues1)
title('Дисперсія сигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Потужність,В^2');
axis tight;
grid on;

axes(handles.axes2);
plot(tvar2,varianceValues2)
title('Дисперсія сигналу патології')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Потужність,В^2');
axis tight;
grid on;
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати статистичної обробки');

```